

*Kinetische Reaktion des
Bewegungsapparates auf vertikal am Arm
wirkende Zugkräfte -
Unterschiede zwischen Gesunden und
Patienten mit chronisch unspezifischem
unterem Rückenschmerz*

Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades

doctor philosophiae (Dr. phil.)

vorgelegt dem Rat der Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaft

der Friedrich-Schiller-Universität Jena

Vorgelegt von Diplom-Sportwissenschaftler Markus Koch

geboren am 16.11.1981 in Neuhaus am Rennweg

Gutachter

1. Prof. Dr. Reinhard Blickhan

2. Prof. Dr. Dieter Teipel

Tag der mündlichen Prüfung: 06.07.2012

Zusammenfassung

Chronische Rückenschmerzleiden stellen heute, mehr denn je, ein großes Problem der Gesellschaft dar. Die Lebenszeitprävalenz reicht dabei bis zu 84% (Matthis et al., 1998, Raspe et al., 2004) und die Kosten für das Gesundheitssystem sind enorm (Bolten et al., 1998, Wenig et al., 2009). Nur wenig nichtinvasive Behandlungsmethoden zeigen einen langfristigen Erfolg (van Tulder et al., 2006), da ein Großteil der Ursachen noch nicht geklärt sind (Hildebrandt et al., 2005). Verschiedene Studien konnten zeigen, dass Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen der Lendenwirbelsäule veränderte Reaktionsmuster der rumpfstabilisierenden Muskulatur aufweisen (Arena et al., 1989, Hodges et al., 2001b, Hodges, 2001b, Hodges and Moseley, 2003, Puta, 2007). Ziel dieser Arbeit war es deshalb, zu überprüfen ob sich solche möglichen veränderten muskulären Reaktionsmuster auch in veränderten äußerlich sichtbaren Bewegungen der Patienten äußern.

Hierzu wurden 21 männliche und 21 weibliche Sportstudenten, neun männliche und 26 weibliche Rückenschmerzpatienten sowie acht männliche und 12 weibliche ältere Personen untersucht. Während der Versuche standen die Teilnehmer neben einem Störgerät, welches über ein Seil, sechs vertikale Kräfte am Arm applizierte. Während jedes Versuches wurden innerhalb von 35 Sekunden sechs verschiedene Störungen in randomisierter Reihenfolge erzeugt. Die kinetischen Bewegungsreaktionen wurden mittels sechs Infrarotlichtkameras (Qualisys AB) und zwei Kraftmessplatten (Kistler Instrumente AG) erfasst. Die Gruppenvergleiche erfolgten mittels unabhängigen T-Tests, gepaartem T-Test, Wilcoxon-Tests. Zusammenhänge zwischen konstitutionellen Parametern und der Bewegungsreaktion wurden mittels einfachen und multiplen linearen Regressionsanalysen geprüft. Die Vorhersage einer Gruppenzugehörigkeit (Kontrollgruppe oder Schmerzpatienten) erfolgte mittels Diskriminanzanalyse.

In der Auswertung der Versuche zeigte sich, dass es in Folge vertikaler am Arm der Probanden applizierter Zugkräfte zu Bewegungsreaktionen im ganzen Körper kommt. In Folge einer plötzlichen Entlastungsstörung des Armes rotiert der Oberkörper zur störungsfernen Seite, begleitet durch eine Rotation der Schulter-, Rumpf- und -

Beckenachse auf der störungsfernen Seite nach unten. Das Becken schiebt sich zur störungsnahen Seite. Das ipsilaterale Bein wird entlastet und gestreckt, das kontralaterale Bein belastet. Nach einer Belastungsstörung kommt es zu entgegengesetzten Bewegung. Der Oberkörper rotiert zur ipsilateralen Seite. Die Schulter-, Rumpf- und Beckenachse kippen auf der störungsnahen Seite nach unten. Das Becken verschiebt sich zur kontralateralen Seite. Es erfolgt eine Belastung des ipsilateralen und eine Entlastung des kontralateralen Beins. In Reaktion auf stoßartige Störung erfolgt eine Reaktion, die zunächst der Reaktion auf Belastungsstörungen und anschließend der auf Entlastungsstörungen entspricht.

Im Vergleich zwischen verschiedenen Standbreiten der Probanden, konnte gezeigt werden, dass bei einem Großteil der untersuchten Parameter im schmalen Stand größere Bewegungsamplituden auftreten. Dies trifft insbesondere für die Bewegungen in transversaler und longitudinaler Richtung, die Bodenreaktionskräfte zu. Die geschlechtsabhängige Untersuchung der Bewegungsreaktion zeigte größtenteils stärker ausgeprägte Bewegungsamplituden bei weiblichen Personen.

Im gepaarten Vergleich zwischen gesunden Kontrollpersonen und Patienten mit unspezifischen Rückenschmerzen konnten nur wenige signifikante Unterschiede festgestellt werden. Diese waren zudem bei Männer und Frauen bei unterschiedlichen Variablen zu beobachten und gaben keine klare Auskunft über eine interpretierbare Tendenz. Der Versuch der Gruppenunterscheidung mittels Diskriminanzanalyse konnte zwar mit einer Auswahl bestimmter Variablen in der gepaarten Stichprobe mit einer Trefferwahrscheinlichkeit von 94,8 % als erfolgreich bezeichnet werden, die Anwendung auf die Gesamtstichprobe liefert jedoch mit 51% ein nur unzureichendes Ergebnis.

Schlussfolgernd muss festgestellt werden, dass trotz festgestellter verlängerter Reflexzeiten der ipsilateralen Bein- und kontralateralen Rumpfmuskulatur bei gleicher Versuchsanordnung (Putz, 2007), keine Unterschiede zwischen gesunden Kontrollpersonen und Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen aufgezeigt werden können. Dies könnte evtl. durch eine höhere Ko-Kontraktion der Rumpfmuskulatur (Radebold et al., 2000a) oder eine höhere Voraktivierung der Muskulatur (Stokes et al., 2006, Larivière et al., 2010) bedingt sein.

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	i
Inhaltsverzeichnis	iii
Abkürzungsverzeichnis	xi
Vorwort	1
1 Einleitung	4
1.1 Chronisch unspezifischer Rückenschmerz der Lendenwirbelsäule	4
1.1.1 Schmerz und Schmerzentstehung	4
1.1.2 Lokalisation	6
1.1.3 Ursachen	6
1.1.4 Zeitliche Einteilung des Krankheitsbildes	7
1.1.5 Einordnung im Allgemeinmedizinischen Kontext	8
1.1.5.1 Bewertung nach Schweregrad bzw. Schmerzstärke	8
1.1.6 Risikofaktoren für Schmerzentstehung und Chronifizierung	10
1.1.7 Epidemiologischer Überblick	12
1.1.8 Kosten	18
1.1.9 Nichtinvasive Behandlung unspezifischer Rückenschmerzen	21
1.1.9.1 Pharmazeutische Behandlungsmethoden	22
1.1.9.1.1 Antidepressiva	22
1.1.9.1.2 Muskelrelaxantien	22
1.1.9.1.3 Nichtsteroidale Antirheumatika (NSAR, NSAID – engl.)	22
1.1.9.2 Nichtpharmazeutische Behandlungsmethoden	22
1.1.9.2.1 Rückenschulen	22
1.1.9.2.2 Anweisungen „aktiv zu bleiben“	23
1.1.9.2.3 Bettruhe	23
1.1.9.2.4 Verhaltenstraining	23

1.1.9.2.5	Übungstherapie	24
1.1.9.2.6	Lordosstützen	24
1.1.9.2.7	Multidisziplinäre Therapieprogramme	24
1.1.9.2.8	Manipulation der Wirbelsäule	25
1.1.9.2.9	Entlastung der Wirbelsäule durch Zug (Traktion)	25
1.1.9.2.10	Transkutane elektrische Nervenstimulation („TENS“)	26
1.1.9.3	Therapieerfolg nicht-invasiver Behandlungsmethoden	27
1.1.10	„Guidelines“ zur Behandlung unspezifischer Rückenschmerzen	27
1.2	Biomechanische Untersuchungsergebnisse zur Ursachenfindung	28
1.2.1	Veränderungen der motorischen Kontrolle im lumbalen Bereich des Rückens	29
1.2.2	Mögliche Ursachen der Beeinflussung der motorischen Kontrolle der Rückenmuskulatur durch Schmerz	33
1.2.3	Folgen einer veränderten motorischen Kontrolle	34
1.3	Hypothesen	36
2	Methoden	38
2.1	Versuchsaufbau	38
2.1.1	Störgerät	39
2.1.2	Applizierte Störungen	39
2.1.2.1	Störungen durch plötzliche Entlastung (Rampe 1 und Rampe 2)	40
2.1.2.2	Störungen durch plötzliche Belastung (Rampe 3 und Rampe 4)	41
2.1.2.3	Stoßartige Störungen (Rampe 5 und Rampe 6)	41
2.2	Versuchsablauf	41
2.2.1	Untersuchung der Kontrollgruppe	42
2.2.1.1	Versuche zum ruhigen Stehen	42
2.2.1.2	Versuche mit lateral am Arm wirkenden Zugkräften – Störversuch	43
2.2.1.3	Störversuch mit unterschiedlicher Standbreite, bzw. offenen und geschlossenen Augen	44

2.2.2	Untersuchung der Schmerzpatienten	45
2.2.3	Untersuchung der Altersgruppe	46
2.3	Probanden	46
2.3.1	Kontrollgruppe	47
2.3.2	Patienten	48
2.3.3	Altersgruppe	49
2.3.4	Paarung von Kontrollpersonen und Schmerzpatienten	50
2.4	Messtechnik	50
2.4.1	Aufzeichnung der kinematischen Daten	50
2.4.1.1	Markerapplikation	51
2.4.2	Aufzeichnung der Bodenreaktionskräfte	52
2.4.2.1	Software zur Erfassung der Bodenreaktionskräfte	53
2.4.3	Aufzeichnung der Zugkräfte an der Hand	53
2.4.4	Koordinatensystem	53
2.4.5	Synchronisation der Messsysteme	54
2.5	Datenauswertung	54
2.5.1	Matlabprogramme	55
2.5.2	Untersuchte Variablen	56
2.6	Statistische Verfahren	58
3	Ergebnisse	60
3.1	Beschreibung der gemessenen Zugkräfte im Seil bei den unterschiedlichen Störungsarten	60
3.2	Allgemeine Beschreibung der Bewegungsreaktion auf die verschiedenen Störungstypen	62
3.2.1	Bewegungsreaktion in sagittaler Bewegungsrichtung	62
3.2.1.1	obere Extremität	62
3.2.1.2	Kopf	64

3.2.1.3	Wirbelsäule	65
3.2.1.4	Becken	67
3.2.1.5	Untere Extremität	69
3.2.2	Bewegungsreaktion in transversaler Bewegungsrichtung	70
3.2.2.1	obere Extremität	70
3.2.2.2	Kopf	72
3.2.2.3	Wirbelsäule	73
3.2.2.4	Becken	76
3.2.2.5	Untere Extremität	78
3.2.3	Bewegungsreaktion in longitudinaler Bewegungsrichtung	79
3.2.3.1	obere Extremität	79
3.2.3.2	Kopf	81
3.2.3.3	Wirbelsäule	82
3.2.3.4	Becken	84
3.2.3.5	Untere Extremität	85
3.2.4	Rotatorische Bewegungsreaktion in verschiedenen Körpersegmenten	87
3.2.4.1	Rotation im Ellenbogen	87
3.2.4.2	Rotation der Schulterachse	88
3.2.4.3	Rotation des Beckens	89
3.2.4.4	Rotation des Rumpfes	91
3.2.4.5	Rotation in den unteren Extremitäten	93
3.2.5	Bodenreaktionskräfte	94
3.2.6	Zusammenfassung	96
3.3	Abhängigkeit der Bewegungsreaktion von der Standbreite der Probanden	98
3.3.1	Bewegungsreaktion bei unterschiedlicher Standbreite in sagittaler Bewegungsrichtung	98

3.3.1.1	Obere Extremität	98
3.3.1.2	Kopf	98
3.3.1.3	Wirbelsäule	99
3.3.1.4	Becken	99
3.3.1.5	untere Extremität	99
3.3.2	Bewegungsreaktion bei unterschiedlicher Standbreite in transversaler Bewegungsrichtung	99
3.3.2.1	Obere Extremität	99
3.3.2.2	Kopf	101
3.3.2.3	Wirbelsäule	101
3.3.2.4	Becken	103
3.3.2.5	Untere Extremität	104
3.3.3	Bewegungsreaktion bei unterschiedlicher Standbreite in longitudinaler Bewegungsrichtung	105
3.3.3.1	Obere Extremität	105
3.3.3.2	Kopf	105
3.3.3.3	Wirbelsäule	105
3.3.3.4	Becken	106
3.3.3.5	Untere Extremität	106
3.3.4	Rotatorische Bewegungsreaktion bei unterschiedlicher Standbreite	107
3.3.5	Bodenreaktionskräfte bei unterschiedlicher Standbreite	108
3.3.6	Zusammenfassung der Unterschiede der Bewegungsreaktion bei unterschiedlicher Standbreite	109
3.4	Überprüfung des Zusammenhangs zwischen konstitutionellen Parametern und Amplituden der Bewegungsreaktion mittels Regressionsanalyse	112
3.4.1	Lineare Regression	112
3.4.1.1	Abstand Malleolus lateralis	112

3.4.1.2	Abstand Trochanter	113
3.4.1.3	Verhältnis Abstand Malleolus – Trochanter	113
3.4.1.4	Beinlänge	114
3.4.1.5	Rumpflänge	115
3.4.1.6	Verhältnis Rumpflänge – Beinlänge	116
3.4.1.7	Schulterbreite	117
3.4.1.8	Hebelarm (Abstand Hand – Malleolus auf störungsnaher Seite)	118
3.4.1.9	Schulterhöhe	118
3.4.1.10	Körpermasse	119
3.4.2	Multiple lineare Regression	119
3.4.3	Normierung	120
3.5	Geschlechtsspezifische Ausprägung der Bewegungsreaktion	121
3.5.1	Entlastungsstörung (Rampe 2)	121
3.5.2	Belastungsstörung (Rampe 4)	123
3.5.3	Stoßartige Störung (Rampe 6)	125
3.5.4	Zusammenfassung der geschlechtsspezifischen Ausprägung der Bewegungsreaktion	127
3.6	Vergleich der Bewegungsreaktion zwischen gesunder Kontrollgruppe und Patienten mit chronisch unspezifischem Rückenschmerz	127
3.6.1	Entlastungsstörungen (Rampe 2)	127
3.6.1.1	Weibliche Probanden / Patienten	127
3.6.1.2	Männliche Probanden / Patienten	128
3.6.2	Belastungsstörungen (Rampe 4)	129
3.6.2.1	Weibliche Probanden / Patienten	129
3.6.2.2	Männliche Probanden / Patienten	130
3.6.3	Stoßartige Störungen (Rampe 6)	131
3.6.3.1	Weibliche Probanden / Patienten	131

3.6.3.2	Männliche Probanden / Patienten	131
3.6.4	Zusammenfassung der Bewegungsunterschiede zwischen gesunden Kontrollpersonen und Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen	132
3.7	Diskriminanzanalyse	132
3.7.1	Variablen der Translation in sagittaler Richtung (x)	133
3.7.2	Variablen der Translation in transversaler Richtung (y)	133
3.7.3	Variablen der Translation in longitudinaler Richtung (z)	134
3.7.4	Variablen der Translation gesamt (XYZ)	134
3.7.5	Variablen der Rotation	135
3.7.6	Zusammenfassender Überblick	136
3.7.7	Prüfung der Diskriminanzfunktionen anhand der Gesamtstichprobe	136
3.7.7.1	Überprüfung der Diskriminanzfunktion XYZ	137
3.7.7.2	Überprüfung der Diskriminanzfunktion Rotation	137
4	Diskussion	138
4.1	Allgemeine Bewegungsreaktion	138
4.2	Abhängigkeit der Bewegungsreaktion von der Standbreite	142
4.3	Einfluss konstitutioneller Parameter auf die Belastungsreaktion	144
4.4	Geschlechtsspezifische Unterschiede der Belastungsreaktion	148
4.5	Unterschiede zwischen Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen und Kontrollgruppe	150
4.6	Fehlerbetrachtung	155
5	Schlussfolgerungen	157
	Abbildungsverzeichnis	159
	Tabellenverzeichnis	162
6	Literaturverzeichnis	170
7	Anhang	184

7.1	Tabellen	184
7.2	Probandeninformation und Einverständniserklärung	274
7.3	Ehrenwörtliche Erklärung	278

Abkürzungsverzeichnis

CURS	-	Chronisch unspezifischer Rückenschmerz
ipsi	-	ipsilateral
KBA	-	Körperbreitenachse (Transversalachse)
KG	-	Kontrollgruppe
KIP	-	Kompetenzzentrum für Interdisziplinäre Prävention
KLA	-	Körperlängsachse (Longitudinalachse)
KTA	-	Körpertiefenachse (Sagittalachse)
kontra	-	kontralateral
MD	-	Mittlere Differenz
m/w	-	männlich / weiblich
p	-	Signifikanz
R2	-	Rampe 2 (Entlastungsstörung)
R4	-	Rampe 4 (Belastungsstörung)
R6	-	Rampe 6 (Stoßartige Störung)
RR / R^2	-	Bestimmtheitsmaß der Regressionsfunktion
SF	-	Standardfehler
SIAS	-	Spina Iliaca Anterior Superior
SIPS	-	Spina Iliaca Anterior Posterior
Std	-	Standardabweichung
gep. Diff.	-	gepaarte Differenz

Vorwort

Seit Jahrzehnten zählen Rückenschmerzen zu den häufigsten Beschwerde- und Krankheitsbildern der Bevölkerung in Deutschland (Schumacher and Brähler, 1999) und der ganzen Welt. Die Lebenszeitprävalenz, also das Auftreten von Rückenschmerzen von mindestens einem Mal im Leben, liegt bei 85 % (Schmidt et al., 2007). Die dadurch entstehenden Kosten für das Gesundheitssystem sind enorm (Wenig et al., 2009). Lediglich in 15 von 100 Fällen kann eine spezifische klinische Ursache festgestellt werden (Hicks et al., 2002). Die restlichen 85 % der Patienten müssen mit der Ungewissheit über den Grund ihrer Schmerzen leben. Für das Wohlempfinden und die Gesundheit, aber auch im Sinne einer Kostenreduzierung für das Gesundheitssystem, hat die Ursachenerforschung unspezifischer Rückenschmerzen somit eine entscheidende Bedeutung. In erster Linie sind für die Forschung Patienten erforderlich, Personen die sich freiwillig für die Teilnahme an diversen Studien bereit erklären. Von daher möchte ich zuallererst den Probanden danken, die sich in den letzten vier Jahren die Mühe machten, unentgeltlich an den Untersuchungen teilzunehmen. Ohne sie wäre diese Studie nicht möglich gewesen. Mein weiterer Dank gilt dem Kompetenzzentrum für interdisziplinäre Prävention der Berufsgenossenschaft Nahrungsmittel und Gaststätten (BGN) und der Friedrich-Schiller-Universität Jena, welches mir mit einem Forschungsstipendium ermöglichte, an der Wissenschaft teilzuhaben. Ebenso möchte ich Prof. Dr. Reinhard Blickhan für die Betreuung dieser Arbeit danken. Die vielen gemeinsamen Stunden im Labor mit dem stets gut gelaunten Team um PD Dr. Christoph Anders, Dr. Christian Puta und Elke Mey haben zu einer konstruktiven und nie langweiligen Arbeit beigetragen. Noch im Studium zum Diplom-Sportwissenschaftler war es mir möglich, über ein Praktikum bei der Berufsgenossenschaft Nahrungsmittel und Gaststätten im Arbeitspräventionszentrum Erfurt erste Einblicke in deren Forschung zu gewinnen, was letztendlich auch zum Einschlagen des Weges einer Promotion in diesem Gebiet beigetragen hat. Von daher gilt mein Dank auch Dr. Ingo Bradl und Dr. Falk Mörl für das Ermöglichen dieses Praktikums. Ingo möchte ich insbesondere für den guten und immer freundlichen Kontakt zur BGN danken. Die Nähe zur BGN hat mir immer vor Augen gehalten, dass Wissenschaft auch praxisorientiert sein sollte. Letztendlich kann Patienten nur dann geholfen werden, wenn Forschungsergebnisse auch in der

Therapie oder Prävention anwendbar sind. Ein besonderer Dank gilt auch den Diplom-Sportwissenschaftlern Jan Langbein und Michael Jessing, welche ich bei der Fertigstellung ihrer Abschlussarbeiten betreuen durfte. Sie haben erheblich zur Vergrößerung der Stichprobe beigetragen und das Projekt mit neuen Ideen bereichert. Auch Tobias Benzin, meiner studentischen Hilfskraft, sei diesbezüglich ein großes Lob ausgesprochen. Ich hoffe er kann sein gutes Potential in der Forschung nutzen und vielleicht ebenso, nach dem erfolgreichen Abschluss seines Studiums den Weg der Promotion einschlagen.

Den Spaß und das Interesse an der Wissenschaft habe ich im Studium entwickelt, zum einen durch verschiedene Hochschullehrer, zum anderen durch Studenten, mit denen ich das ein oder andere Projekt bearbeiten durfte. Insbesondere die Professoren Dieter Teipel, Andre Seyfarth, Alexander Thorhauer und Karlheinz Wohlgefahr gehörten zu denjenigen, die immer eine Minute Zeit fanden, um möglichen wissenschaftlichen als auch persönlichen Fragen mit großem Interesse entgegenzutreten. Ein großer Dank gilt insbesondere meinem guten Freund Christian Eichhorn Jeremias Sohn, dem leider der wissenschaftliche Weg bisher verwehrt blieb. Ich hätte gerne mit ihm das eine oder andere Projekt bearbeitet. Nicht nur als Freund, sondern auch als Kommilitone war er immer eine verlässliche Größe, der mit großer Motivation und Leidenschaft für eine Sache voranschritt. Er wäre sicherlich eine Bereicherung für die Arbeit mit Rückenschmerzpatienten gewesen. Meinem ehemaligen Kommilitonen Martin Grimmer danke ich für die vielen konstruktiven Stunden, die wir im Studium nachts vor dem Rechner mit Simulink, bzw. Matlab verbracht haben, um unser Projekt der Modellierung voran zu treiben. Die Suche nach neuen Erkenntnissen hat uns als unerfahrene Studenten weiter getrieben. Als Wissenschaftler habe ich versucht, dies weiterzuführen, was mir stets großen Spaß bereitet hat. Mein Ehrgeiz hat mir dabei geholfen, die Arbeit weiter voranzutreiben und zu beenden. In der Forschung zu sehen, wie gutes wissenschaftliches Potential verschenkt wird, trägt nicht immer positiv zur Motivation bei. In solchen Phasen sind auch Freunde wichtig, die da sind, wenn man sie braucht. Von daher möchte ich mich auch bei denen bedanken, die mich am Ende ermutigt haben, diese Arbeit fertigzustellen, aber auch meinem Trainer und guten Freund Horst, der mich zu dem gemacht hat, was ich immer sein wollte und sein werde, Sportler. Als Sportler beißt du dich auch in schwierigen Situationen durch.

Zuletzt möchte ich großen Dank meiner Familie aussprechen, da sie mir in meinem Leben immer zu Seite stand und mich mit allen ihren Mitteln unterstützt hat.

Markus Koch

Steinheid, den 05.04.2012

1 Einleitung

1.1 Chronisch unspezifischer Rückenschmerz der Lendenwirbelsäule

Das Krankheitsbild „Chronisch unspezifischer Rückenschmerz der Lendenwirbelsäule“ wird durch die in seiner Bezeichnung vorhandenen Begriffe näher spezifiziert. Die Begriffe „chronisch“, „unspezifisch“, „Rücken“, „Schmerz“ sowie „Lendenwirbelsäule“ geben bereits einen ersten Einblick in die Dauer, die Art, sowie die Lokalisation des Krankheitsbildes und sollen im weiteren Verlauf zunächst geklärt werden.

1.1.1 Schmerz und Schmerzentstehung

In erster Linie sind Krankheiten mit Schmerzen verbunden, Symptome welche auf eine drohende bzw. eine bereits eingetretene Schädigung hinweisen. Im *Psychrembel*, dem Klinischen Wörterbuch, wird Schmerz wie folgt definiert:

„[Schmerz ist ein] unangenehmes Sinnes- und Gefühlserlebnis, das mit aktuellen oder potentiellen Gewebeschädigungen verknüpft ist oder mit Begriffen solcher Schädigungen beschrieben wird; komplexe Sinneswahrnehmung unterschiedlicher Qualität, die in chronischer Form eigenständigen Krankheitswert erlangt.“ (de Gruyter, 2011, S. 1500).

Eine ähnliche Definition nehmen *Mutschler, Schaible und Vaupel* vor:

„Schmerz ist ein unangenehmes Sinnes- und Gefühlserlebnis, das in der Regel durch eine drohende oder eingetretene Gewebeschädigung ausgelöst wird. Die Bedeutung des Schmerzes liegt darin, den Organismus über schädigende Einflüsse (Noxen) zu informieren und ihn vor Dauerschäden zu bewahren“ (Mutschler et al., 2007, S. 640).

Die Autoren unterscheiden dabei zwischen Schmerz und Nozizeption. Schmerz ist dabei die bewusste Empfindung, welche im thalamokortikalen System entsteht, und Nozizeption die „Aufnahme noxischer Reize, die Weiterleitung von Aktionspotentialen in nozizeptiven Neuronen und die Verarbeitung der schmerzhaften Reize im nozizeptiven System“ (Mutschler et al., 2007).

Nach Speckmann et.al. (2008) lassen sich zwei Arten von Schmerzen beschreiben. Nozizeptive Schmerzen ergeben sich durch mechanische Reize, Hitze oder Kälte. Die Erregung von Nozizeptoren führt dabei zum Schmerz, welcher zum Schutz des Gewebes dient. Kommt es zu einer Zellschädigung oder zu einer Entzündung von Gewebe entstehen sogenannte Entzündungsschmerzen. Es erfolgt dabei eine Erregung der Nozizeptoren durch chemische Stoffe, welche von verletzten Zellen bzw. Entzündungszellen freigesetzt werden.

Eine etwas differenzierte Einteilung nehmen Mutschler, Vaupel und Schaible (2007) vor. Diese klassifizieren Schmerzen nach der Art der Schmerzentstehung, nach dem Entstehungsort bzw. nach der Dauer des Schmerzes:

Nach der Art der Schmerzentstehung lassen sich der physiologische Nozizeptorschmerz, bei dem gewebeschädigende Reize auf das noch gesunde Gewebe einwirken, der pathophysiologische Nozizeptorschmerz, bei dem eine pathologische Organveränderung ursächlich ist, und der neuropathische Schmerz, welcher durch Schädigung der Nervenfasern auftritt, unterteilen.

Eine Unterteilung in somatische und viszerale Schmerzen liefert eine Information über den Entstehungsort. Somatische Schmerzen werden als Oberflächenschmerzen in der Haut und als Tiefenschmerzen in Muskeln, Gelenken, Knochen oder Bindegewebe ausgelöst. Beim somatischen Oberflächenschmerz kommt es zunächst zu einem ersten Schmerz, der gut lokalisierbar ist und nach Nachlassen des Reizes wieder abnimmt und anschließend zu einem zweiten, dumpfen oder brennenden, schwer lokalisierbarem und langsam abklingendem Schmerz wird. Der somatische Tiefenschmerz charakterisiert sich als dumpf, schwer lokalisierbar und strahlt häufig in die Umgebung aus. Er wird meist durch affektive und vegetative Reaktionen begleitet. Zum viszeralen Schmerz kommt es durch Erkrankung der inneren Organe, bei dem es meist zu vegetativen Begleiterscheinungen kommt.

Nach der Dauer des Schmerzes lässt sich dieser in akut und chronisch unterteilen. Bei akuten Schmerzen kommt es zu einem raschen Nachlassen des Schmerzes, da dieser nach Beseitigung der auslösenden Schädigung wieder abklingt. Beträgt die Dauer eines Schmerzes länger als sechs Monate und kehrt dieser ständig wieder, werden die Schmerzen als chronisch bezeichnet.

1.1.2 Lokalisation

Rückenschmerzen treten, wie der Name schon sagt, im Rücken auf. Der Rücken des Menschen wird dabei nach dem klinischen Wörterbuch *Psychrembel* wie folgt definiert:

„[Der Rücken] wird kranial von einer Horizontalen durch die Protuberantia occipitalis externa, seitlich durch den Rand des M. trapezius, durch die Ausdehnung der Scapula, durch die Lendengegend und kaudal durch die Spitze des Steißbeins, die Gesäßmuskulatur und den Darmbeinkamm begrenzt.“ (de Gruyter, 2011)

Der untere Rückenschmerz tritt nach Hicks et. al. (2002) in der lumbosakralen Region des Rückens auf, in der es durch mechanische und / oder chemische Reizung von Schmerzrezeptoren zur Schmerzbildung kommt, wobei die Schmerzen aus den Knochen, den Sehnenstrukturen und dem neuronalen oder muskulären Gewebe ausstrahlen.

Die Lokalisation erfolgt zwischen der zwölften Rippe und der unteren Gesäßfalte (Krismer et al., 2007).

1.1.3 Ursachen

Nach aktuellem Erkenntnisstand lassen sich die Ursachen in spezifisch und unspezifisch unterteilen. Liegt ein genauer Befund zur Ursache der Rückenschmerzen vor, so spricht man von spezifischen Rückenschmerzen, ist dem jedoch nicht der Fall, so spricht man von unspezifischen Rückenschmerzen bzw. von unspezifischen Ursachen.

Nach Atlas et. al. (2001) lassen sich 3 Bereiche an spezifischen Ursachen deklarieren:

- Mechanische Ursachen
- Nichtmechanische Ursachen
- Viszerale Ursachen

Zu den mechanischen Ursachen zählen lumbale Überlastung, degenerative Erkrankungen, Facettensyndrom, diffuse idiopathische Skelett Hyperostose (Knochenhypertrophie), Spondylolyse (Unterbrechung der Interartikularportion),

Spondylolisthesis (Wirbelgleiten), Bandscheibenvorfall, Spinal Stenose (Verengung des Wirbelkanals), Osteoporose mit Kompressionsfraktur, Frakturen, angeborene Krankheiten, schwere Kyphose, schwere Skoliose und Morbus Paget / gesteigerter lokaler Knochenumbau mit minderwertigem Knochen).

Zu den nichtmechanischen Ursachen können Neoplasie (Tumorneubildung), metastasierenden Krebserkrankungen, das Multiple Myelom (Krebserkrankung des Knochenmarks), Lymphom und Leukämie, Rückenmarks-Tumore, retroperitoneale Tumoren, Infektionen, Osteomyelitis (infektiöse Erkrankung des Knochenmarks), Septische Discitis (bakterielle Entzündung der Bandscheibe), paraspinaler oder epiduraler Abszess, Endokarditis, entzündliche Arthritis, Spondylitis ankylosans (versteifende Wirbelentzündung), Reiter-Syndrom, Psoriasis-Spondylitis (Arthritis mit Befall der Wirbelsäule), entzündliche Darmerkrankungen und Polymyalgia rheumatica (Gefäßerkrankung mit Schmerzen in Schulter- und Beckenmuskulatur) gezählt werden.

Erkrankungen der Beckenorgane, Prostatitis (Prostataentzündung), Endometriose (Gebärmuttererkrankung), chronische entzündliche Erkrankungen des Beckens, Nierenerkrankungen, Nierensteine, Nierenbeckenentzündung, Perityphlitische Abszess, Gefäßerkrankungen, Bauchaortenaneurysma, aortoiliakalen Krankheit, Magen-Darm-Erkrankungen, Pankreatitis, Cholecystitis (Infektion der Gallenblase) und ein perforierter Darm können als Begleitsymptome Schmerzen im Rücken auslösen. Sie zählen deshalb zu viszerale Ursachen spezifischer Rückenschmerzen (Atlas and Deyo, 2001).

Nach heutigem Erkenntnisstand liegen allerdings nur bei 15% Prozent der Fälle klinisch erklärbare Ursachen vor (Hicks et al., 2002), d.h. die Mehrzahl der Rückenschmerzleiden sind unspezifisch und lassen sich trotz guter diagnostischer Mittel keinem medizinischen Befund zuordnen (Hildebrandt et al., 2005, Hicks et al., 2002).

1.1.4 Zeitliche Einteilung des Krankheitsbildes

Im Gegensatz zur allgemeinen zeitlichen Einteilung von Schmerzen in akut (Dauer < 6 Monate) und chronisch (Dauer > 6 Monate) nach Mutschler et. al. (2007) erfolgt die Unterteilung des Krankheitsbildes Rückenschmerz laut internationalen Literatur etwas differenzierter in drei Stufen, wobei sich zeitlich von Autor zu Autor

Unterschiede ergeben. Beim Großteil der Veröffentlichungen erfolgt die Unterteilung in drei Abschnitte. Bis zu einer Dauer von zwei bis vier Wochen spricht man von akuten, bis zwölf Wochen von subakuten und ab einer Dauer von zwölf Wochen von chronischen Rückenschmerzen (Atlas and Deyo, 2001).

1.1.5 Einordnung im Allgemeinmedizinischen Kontext

Nach der internationalen Klassifikation der Krankheiten und verwandter Gesundheitsprobleme werden die Erkrankungen der Wirbelsäule und des Rückens unter den Schlüsselnummern ICD 10 GM M40 – M45 geführt. Die Erkrankungen der Wirbelsäule gehören somit zu der Rubrik der Krankheiten des Muskel-Skelett-Systems und des Bindegewebes (Kategorie M). Unter den Kapiteln M40 – M43 finden sich dabei Deformitäten der Wirbelsäule und des Rückens, unter M45 – M49 Spondylopathien und die Kategorien M50 bis M54 beinhalten sonstige Krankheiten der Wirbelsäule und des Rückens (DIMDI, 2011).

1.1.5.1 Bewertung nach Schweregrad bzw. Schmerzstärke

Die Bewertung des Schweregrads kann beispielsweise anhand der Schmerzstärke und der Funktionseinschränkung erfolgen (Kohlmann, 1995). Die Autoren bewerten dabei die Schmerzstärke über die Visuelle Analog Skala (VAS), bei der Null keinen Schmerz darstellt, und Zehn den höchst vorstellbaren Schmerz. Die Funktionsbeeinträchtigung wird über eine Skala von Null bis Eins bewertet. Dort bedeutet Eins geringe Funktionskapazität und Null hohe Funktionskapazität. Durch Summierung beider Werte lässt sich eine Einordnung der Patienten in vier Gruppen unterschiedlicher Schmerzstärke vornehmen:

- Grad 0: Keine akuten Rückenschmerzen
- Grad 1: Schmerzen niedriger Intensität und geringer Funktionseinschränkung
- Grad 2: Schmerzen hoher Intensität oder ausgeprägter Funktionseinschränkung
- Grad 3: Schmerzen hoher Intensität und ausgeprägter Funktionseinschränkung

(Kohlmann, 1995).

Eine ähnliche Unterteilung kann anhand des „Chronic Pain Grade Questionnaire / CPG“ (Von Korff et al., 1992) erfolgen. Dieser klassifiziert Rückenschmerz in die folgenden fünf Klassen:

- Grad 0: Kein Rückenschmerz in den letzten 6 Monaten
- Grad 1: Leichte Schmerzintensität (< 50 Punkte), leichte Funktionseinschränkung (< 3 Punkte für Funktionseinschränkungen)
- Grad 2: Starke Schmerzintensität (> 50 Punkte), leichte Funktionseinschränkung (< 3 Punkte für Funktionseinschränkungen)
- Grad 3: Hohe Funktionseinschränkung, mäßig behindernd - unabhängig von Schmerzintensität (3 – 4 Punkte für Funktionseinschränkungen)
- Grad 4: Hohe Funktionseinschränkung, stark behindernd - unabhängig von Schmerzintensität (5 – 6 Punkte für Funktionseinschränkungen)

Die Einteilung erfolgt dabei anhand eines Fragebogens, welcher drei Fragen zur Schmerzintensität und drei Fragen zu Stärke der Funktionseinschränkungen enthält. Zusätzlich wird in einer weiteren Frage nach der Dauer der Aktivitätseinschränkungen gefragt. Die Fragen zur Intensität und Stärke der Einschränkung werden jeweils auf einer Skala von Null bis Zehn beantwortet, wobei Null für kein Schmerz oder keine Einschränkung und Zehn für den stärksten Schmerz bzw. volle Einschränkung steht. Nach Bildung jeweils eines Mittelwertes für die Fragen zur Intensität und die Funktionseinschränkungen werden diese mit Zehn multipliziert. Für beide Kategorien ergibt sich somit ein Wert zwischen Null und 100. In der Kategorie der Funktionseinschränkungen werden jeweils für die Dauer der Einschränkungen als auch für die errechneten Werte der Stärke der Funktionseinschränkungen Punkte von Null bis Drei vergeben. Diese werden wiederum aufsummiert. Es ergeben sich somit Werte für die Funktionseinschränkungen von Null bis Sechs (Von Korff et al., 1992).

1.1.6 Risikofaktoren für Schmerzentstehung und Chronifizierung

Im Allgemeinen existieren bestimmte Risikofaktoren, welche die Entstehung von Krankheiten, im speziellen Fall der chronisch unspezifischen Rückenschmerzen, begünstigen. Diese werden in der Literatur als „Red-Flags“ bezeichnet.

Als „Red-Flags“ können nach den *„Occupational Health Guidelines for the Management of Low Back Pain“* der *Faculty of Occupational Medicine* die folgenden Umstände genannt werden:

- Alter kleiner als 20 oder größer als 55 Jahre
- Heftige Trauma: z.B. Fall aus einer Höhe, RTA
- Konstante, progressive, nicht-mechanische Schmerz
- Thoraxschmerzen, PMH-Karzinom
- Einnahme von Steroiden, Drogenmissbrauch, HIV
- Unwohlsein, Gewichtsverlust
- Anhaltende starke Einschränkung der Lumbalflexion
- Neurologische Symptome
- Strukturelle Deformität

(Carter et al., 2011).

Zu einer ähnlichen Auflistung der „Red-Flags“ kommt die *New Zealand Guidelines Group*, welche diese Risikofaktoren folgendermaßen zusammenfasst:

- Merkmale eines Cauda-equina-Syndroms
- Starke Verschlechterung der Schmerzen, vor allem nachts oder beim Hinlegen
- Vorliegen eines Traumas
- Gewichtsverlust, Vorerkrankung an Krebs, Fieber
- Einnahme intravenöser Drogen oder Steroide
- Patienten mit einem Alter größer als 50

(New Zealand Guidelines Group, 2004).

Risikofaktoren, welche den Heilungsverlauf behindern und somit eine langzeitige Bewegungseinschränkung bzw. die langfristige Abstinenz vom Arbeitsplatz begünstigen, werden als „Yellow-Flags“ beschrieben (New Zealand Guidelines Group, 2004).

	Auftreten	Chronifizierung
Individuelle Faktoren	Alter Physische Fitness Stärke der Rücken- und Bauchmuskulatur Rauchen	Adipositas Geringes Bildungsniveau Hohe Schmerzstärke und Bewegungseinschränkung
Psychosoziale Faktoren	Stress Angst Depressionen Schmerzwahrnehmung Kognitive Funktionen	Kummer, Sorgen Depressive Müdigkeit Somatisierung
Berufliche Faktoren	Manuelle Tätigkeit Beuge- und Drehbewegungen Ganzkörper-Vibrationen Angst vor Jobverlust Monotone Arbeit Arbeitsbedingungen Soziale Unterstützung und Kontrolle	Angst vor Jobverlust Dunkelheit am Arbeitsplatz Hebearbeit mit anteilig mehr als $\frac{3}{4}$ der Arbeitszeit

Tabelle 1 „Yellow-Flags“ als Risikofaktoren für das Auftreten und die Chronifizierung von Rückenschmerzen (van Tulder et al., 2002)

Die *New Zealand Guidelines Group* beschreibt die „Yellow-Flags“ als Risikofaktoren, welche die Heilung behindern und unterscheidet nicht zwischen Faktoren für das Auftreten und die Chronifizierung. „Yellow-Flags“ sind demnach:

- Der Glaube, dass Schmerz und Aktivität schädlich sind
- Krankheitsverhalten (wie längere Pause)
- Schlechte oder negative Stimmungen, sozialer Rückzug
- Behandlung, welche nicht die besten Methoden enthält
- Probleme mit Krankheitsansprüchen und Entschädigung
- Frühere Rückenschmerzen, Arbeitsausfall, andere Ansprüche
- Probleme/Unzufriedenheit am Arbeitsplatz
- Schwere Arbeit, unsoziale Arbeitszeiten
- Überfürsorge der Familie oder mangelnde Unterstützung

(New Zealand Guidelines Group, 2004).

„Blue-Flags“ stellen mögliche Ursachen für einen längeren Heilungsverlauf dar bzw. können sogar ein Hindernis für diesen sein. Sie entstehen durch Stress und Probleme am Arbeitsplatz der Patienten und stehen oft in Verbindung mit einer stärkeren Symptombeschreibung der Schmerzen und der Krankheit sowie einer längeren Abstinenz vom Arbeitsplatz. „Blue-Flags“ sind:

- Über- oder Unterforderung
- Mangelnde Unterstützung
- Zeitdruck
- Mangelnde Zufriedenheit am Arbeitsplatz
- Schlechte soziale Unterstützung durch die Kollegen

Je nach persönlichen Eigenschaften des Arbeiters können sich diese trotz gleicher Arbeitsbedingungen unterschiedlich auswirken (Penny, 2009).

Arbeitsbedingte Ursachen, welche alle Arbeiter betreffen und somit unabhängig vom Individuum sind, werden als „Black-Flags“ bezeichnet. Diese sind beispielsweise die politischen Rahmenbedingungen der Arbeit, Krankengeld und Arbeitnehmeransprüche. Sie bestehen aus:

- Höhe von Lohn und Gehalt
- Ansprüchen der Arbeitnehmer
- Bonuszahlungen und –systeme
- Verhalten des Arbeitgebers bei Krankheit
- Möglichkeiten verringerter Arbeit bei Einschränkungen
- Generelles Arbeitsmanagement

(Penny, 2009).

1.1.7 Epidemiologischer Überblick

Rückenschmerzen zählen seit vielen Jahren mit zu den häufigsten Beschwerden der deutschen Bevölkerung (Prävalenz: 1975 – 60,7 %, 1994 – 61,9 %). Die Häufigkeit der Schmerzsymptome zeigt sich dabei altersabhängig. Die Prävalenz steigt dabei von 50 / 48,9 % im Altersbereich von 18 bis 30 Jahren auf 73,1 / 74,1 % im Alter von 51 bis 60 Jahren (m/w). Weiterhin zeigen Frauen laut der mittels Gießener Beschwerdefragebogen durchgeführten Untersuchung ein deutlich höheres Auftreten von Rückenschmerzen (Schumacher and Brähler, 1999).

Eine mittels Fragebogen durchgeführte Untersuchung in Hannover kam zu dem Ergebnis, dass 39 % aller Probanden innerhalb der letzten zwölf Monate vor der Befragung, mindestens einmal Rückenschmerzen hatten. 28 % der Probanden gaben an, auch aktuell an Rückenschmerzen zu leiden. Bei Frauen zeigte sich in allen Altersstufen ein höherer Anteil an Rückenschmerzen im Vergleich zu Männern. Die höchsten Jahresprävalenzraten treten im Altersbereich von 45 – 64 Jahren auf (Raspe et al., 1990).

In einer in Lübeck durchgeführten Befragung zum Auftreten von Rückenschmerzen an 3109 erwachsenen Personen konnte eine Punktprävalenz von 39 % und eine Jahresprävalenz von 75 % festgestellt werden. Mit zunehmendem Alter stieg der Anteil schwergradiger Rückenschmerzen (Kohlmann, 1995).

Aus der Zusammenfassung des Bundes-Gesundheitssurveys von 1998 gehen Rückenschmerzen mit 39,4 % als das am häufigsten auftretende Beschwerdebild der letzten sieben Tage vor der Befragung hervor. Es folgten Kopfschmerzen mit 36,2 % und Nackenschmerzen mit 32,9 %. Bei Männern überwog das Auftreten von Rückenschmerzen im Gegensatz zu Frauen, bei denen die Kopfschmerzen an erster Stelle standen (Bellach and Radoschewski, 2000).

Eine neuere Studie, welche in den Städten bzw. Regionen Bochum, Göttingen, Marburg, Lübeck und Heidelberg/Rhein-Neckar Kreis durchgeführt wurde, konnten 15750 Personen im Alter von 18 bis 75 Jahren mittels Fragebogen untersucht werden. Die Ergebnisse der Befragung zeigten eine Punkt-Prävalenz von 34,2 %, eine Ein-Jahres-Prävalenz von 75,5 % und eine Lebensprävalenz von 85,2 %. Am häufigsten traten Rückenschmerzen in Bevölkerungsschichten mit geringem Bildungsniveau auf (Schmidt et al., 2007).

Neuhauser et. al. (2005) untersuchten mittels telefonischen Gesundheitssurvey das Auftreten chronischer Rückenschmerzen. Sie konnten ähnliche Werte bei der Punktprävalenz von Rückenschmerzen von 22,3 % und der Ein-Jahresprävalenz von 61,8 % feststellen. Die Ein-Jahresprävalenz von chronischen Rückenschmerzen, d.h. welche mindestens drei Monate oder länger täglich auftraten, lag bei 18,7 % und die Lebenszeit-Prävalenz chronischer Rückenschmerzen bei 27,3 %. Frauen waren in allen Altersgruppen häufiger betroffen als Männer.

Chrubasik et. al. (1998) konnten in einer Umfrage in Karlsruhe bei 360 von 1304 Personen (27,6 %) innerhalb der letzten sechs Monate vor der Befragung Schmerzen im Rücken nachweisen, welche in der Häufigkeit hinter Nacken- und Schulterschmerzen auf dem zweiten Rang aller Schmerzarten lagen.

Aber nicht nur in Deutschland stellt der Rückenschmerz ein enormes Gesundheitsproblem dar. Auch beispielsweise in Großbritannien tritt Rückenschmerz vermehrt auf. In einer zwischen 1990 und 1992 durchgeführten vergleichenden Studie zwischen Deutschland und Großbritannien konnten *Raspe et. al.* feststellen, dass die Prävalenzraten mit 12-18 % (Punktprävalenz), 27-40 % (Ein-Jahresprävalenz) und 56-65 % (Lebensprävalenz) je nach Erfassungsgebiet zwar unter dem deutschen Durchschnitt lagen aber dennoch stark vertreten waren. Ein ebenfalls in dieser Studie durchgeführter Vergleich zwischen Ost- und Westdeutschland zeigte höhere Prävalenzraten in Westdeutschland (84 % Lebensprävalenz, 71 % Jahresprävalenz und 40 % Punktprävalenz). Die Unterschiede zwischen Großbritannien und Deutschland könnten laut Autoren durch mögliche Messfehler, wie die unterschiedlichen Probandenquellen, die Nichterfassung des sozialen Status oder Schulbildung, aber auch die unterschiedliche Auffassung von Schmerz und Beschwerden in den beiden Ländern, bedingt gewesen sein (Raspe et al., 2004).

Aus der zwischen 1990 und 1992 durchgeführten „*Europäischen Studie zur vertebrealen Osteoporose*“ geht hervor, dass die Lebenszeitprävalenz zwischen 54,5 und 83,9 %, die Jahresprävalenz zwischen 46,7 und 78,5 % und die Punktprävalenz zwischen 27,9 und 57,5 % liegt. Auch hier zeigen Frauen durchweg höhere Werte als Männer (Matthis et al., 1998).

Loney und Stafford (1999) untersuchten mittels Review 18 zwischen 1981 und 1998 publizierte Studien zur Prävalenz von Rückenschmerzen. Es zeigten sich deutlich unterschiedliche Prävalenzraten zwischen den einzelnen Studien. Die Punktprävalenz schwankte zwischen 4,4 und 31 %, die Ein-Jahresprävalenz zwischen 3,8 und 68,8 % und die Lebenszeitprävalenz zwischen 13,8 und 84 %. Die teilweise enormen Unterschiede wurden auf diverse methodische Fehler zurückgeführt. Nach Ausschluss von Studien anhand bestimmter Qualitätsstandards ergaben sich ähnliche Prävalenzraten in verschiedenen Ländern / Studien. Die Punktprävalenz lag beispielsweise bei 13,7%, 28,7% und 19% (Dänemark, Canada, 14

Großbritannien). In Dänemark zeigte sich eine Ein-Jahresprävalenz von 44,9 % und in Großbritannien von 39 %. Die gemessene 6-Monats-Prävalenz lag in Canada bei 68,8 %.

In den Jahren 1999 und 2000 wurde in den Regionen Østfold (Norwegen) und Bohuslan und Dalsland (Schweden) an der südlichen norwegisch-schwedischen Grenze eine Umfrage zur Rückenschmerzproblematik durchgeführt. Hierbei konnte festgestellt werden, dass trotz geographischer und sozioökonomischer Gleichheit beider Regionen, die Prävalenzraten in Schweden signifikant höher waren. Die Punktprävalenz lag in Norwegen bei 13,4 % und in Schweden bei 18,2 %, die Jahresprävalenz bei 40,5 % und 47,2 % und die Lebenszeitprävalenz bei 60,7 % und 69,6 %. Dennoch zeigte sich in Schweden eine signifikant geringere Inanspruchnahme von ärztlichen Krankschreibungen, was letztendlich auf die unterschiedlichen Gesundheitssysteme zurückgeführt wurde (Ihlebaek et al., 2006).

In der Türkei konnten Lebenszeit-, Jahres- und Punktprävalenzen von 44,1 %, 34,0 % und 19,7 % festgestellt werden, wobei 89,2 % der berichteten Rückenschmerzen als unspezifisch charakterisiert werden konnten. Mit Blick auf die Population dieser Studie muss jedoch beachtet werden, dass 40,4 % der Befragten Hausfrauen waren. Der Anteil der nichtberufstätigen Frauen lag beim weiblichen Geschlecht demnach bei 71,3 %. Einen ebenfalls hohen Anteil an der Gesamtpopulation zeigte die Gruppe der Bauern mit 13,4 %. Beide Subgruppen, Hausfrauen und Bauern, hatten die höchsten Prävalenzraten (43,1 % bzw. 31,6 %) bei Rückenschmerzen (Oksuz, 2006).

Eine weitere in der Türkei, jedoch nur in der Provinz Afyon durchgeführte Befragung konnte bei 51 % der untersuchten Personen ein Auftreten von Rückenschmerzen mindestens ein Mal im Leben nachweisen. Von diesen gaben 25 % an, dass die erlebten Rückenschmerzen von chronischer Art seien. Mit 63,2 % berichteten die Frauen signifikant häufiger von Rückenschmerzen als die Männer mit 33,8 % (Altinel et al., 2008).

In Ungarn beantworteten 44,1 % (48,1 % Frauen, 39,1 % Männer) der Befragten die Frage „Haben sie in letzter Zeit an Rückenschmerzen gelitten?“ mit „ja“. In 81,5 % der Fälle lag die Dauer bzw. das erste Auftreten über einem Jahr (Horváth et al., 2010).

Spyropoulus et.al. (2007) konnten in einer 2005 an 771 Büroarbeitern (davon 75,8 % Frauen) durchgeführten Studie in Griechenland eine Punktprävalenz von 33 %, eine Jahresprävalenz von 37,8 % und eine Lebenszeit-Prävalenz 61,6 % von feststellen.

Generell bestand die Annahme, dass Rückenschmerz in Afrika weniger verbreitet sei als in anderen hochentwickelten Ländern. Louw et.al. (2007) untersuchten mittels Review von 27 Studien die Prävalenz von Rückenschmerzen in Afrika. Die mittleren Prävalenzraten lagen bei Heranwachsenden bzw. bei Erwachsenen bei 12 bzw. 33 % (Punktprävalenz), 33 bzw. 55 % (Jahresprävalenz) und 36 bzw. 62 % (Lebenszeit-Prävalenz). Es zeigte sich ebenso, dass mit zunehmendem Alter die Prävalenzraten für Rückenschmerz steigen. Hieraus lässt sich erkennen, dass die mittleren Prävalenzraten in Afrika mit denen der Industrienationen vergleichbar sind.

In einer 1995 durchgeführten Studie in Hongkong - angemerkt sei hier, dass lediglich 288 Männer und 364 Frauen als Bewohner zweier einzelner Häuserblocks untersucht wurden - konnte eine Lebenszeitprävalenz von 39 % und eine Ein-Jahres-Prävalenz von 21 % festgestellt werden. Die Prävalenzraten lagen im Mittel bei den Frauen höher als bei Männern (Lau et al., 1995).

In einer im Februar 2001 durchgeführten Fragebogenstudie konnten in Australien 1914 Personen zum Thema Rückenschmerz untersucht werden. Die Ein-Jahresprävalenz der Befragten betrug 67,6 %, die Lebenszeitprävalenz 79,2 % und die Punktprävalenz 25,6 %. Zwischen Männern und Frauen waren keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Prävalenzraten erkennbar. Im Hinblick auf den Grad der Schmerzstärke zeigten sich bei den Männer eine Verteilung von 38,6 %, 41,5 %, 10,1 % und 9,8 % und bei den Frauen von 33,9 %, 43,6 %, 11,5 % und 11,0 % (jeweils Grad 0, I, II, III + IV). Mit zunehmendem Alter kommt es zu einem geringeren Auftreten von Rückenschmerzen mit Schweregrad 1, während die Nennungen der Grade 3 und 4 nur leicht ansteigen (Walker et al., 2004).

Während einer Studie 2003 an 410 LKW-Fahrer in Brasilien, konnten bei 59 % der Probanden Rückenschmerzen festgestellt werden. Bei 31,2 % der Fahrer zeigten sich die Schmerzen gelegentlich, 18 % berichteten von konstanten Schmerzen und 9,8 % gaben an, dass sie gelegentliche Schmerzen während ihrer Arbeitszeit verspüren. Es konnte eine Korrelation von der Dauer der Arbeitszeit und dem Auftreten von Rückenschmerzen nachgewiesen werden (Andrusaitis et al., 2006).

Die Vielzahl der vorhandenen Studien zeigt, dass Rückenschmerzen nicht nur ein lokales Problem einzelner Gesellschaften und Gesellschaftssysteme sind, sondern dass das Krankheitsbild über den gesamten Globus verteilt ist. Die Prävalenzraten bei erwachsenen Personen schwanken dabei von Land zu Land, was letztendlich auf regionale oder gesellschaftliche Unterschiede hindeuten kann, allerdings auch durch die methodischen Unterschiede der verschiedenen Studien bedingt sein kann.

Dass Rückenschmerzen jedoch nicht nur im Alter auftreten, stellt unter anderem eine Studie von Masiero et. al. (2008) fest. Die Studie untersuchte das Auftreten von chronischen Rückenschmerzen bei Kindern im Alter von 13 bis 15 Jahren. Von 7520 befragten Kindern äußerten 20,5 %, dass sie bereits einmal oder mehrmals an Rückenschmerzen litten. Auf der Suche nach den Ursachen wird unter anderem auch das familiäre Umfeld genannt, d.h. wie stark bzw. wie wenig die Familie mit auftretenden Schmerzen der Kinder umgeht (Verharmlosung oder übertriebene Fürsorge).

Aber auch in der von Pellisé et. al. (2009) durchgeführten Studie konnten Rückschmerzen im Kindesalter nachgewiesen werden. In den Schulen in Fribourg, Schweiz und Barcelona, Spanien gaben insgesamt 39,1 % der befragten Schüler an, innerhalb des letzten Monats vor der Befragung mindestens einmal länger als einen Tag an Rückenschmerzen gelitten zu haben. In Barcelona betrug die Prävalenzrate 41,3 % und in Fribourg 26,4 %. Bei 17,4 % der befragten Schüler trat Rückenschmerz isoliert auf, bei 18,8 % in Verbindung mit anderen Schmerzen und bei 3,5 % in Verbindungen mit „Ganzkörperschmerzen“ (Summe = 39,1 %). Bei der Betrachtung der Charakteristik der auftretenden Schmerzen wurde deutlich, dass nur in 6,8 % der Fälle der Schmerz konstant vorlag. Hingegen zeigte sich der Schmerz zu 35 % „kommend und gehend“ und zu 58,2 % nur über wenige Minuten, also punktuell.

Zusammenfassend stellen Hoy et.al. (2010) in einem Review 2010 fest, dass die Prävalenzraten sich je nach Studie der untersuchten Population, der jeweiligen Region bzw. des jeweiligen Landes, aber auch durch die gestellten Fragen nach Rückenschmerzen unterscheiden. So liegt die Punktprävalenz zwischen 8,4 % (Indien) und 39,2 % (Deutschland) mit einem Mittelwert aller Studien bei 18,1 %. Die Ein-Jahres-Prävalenz zeigt im Mittel einen Wert von 38,2 % und schwankt zwischen 9,7 % (Finnland) und 56 % (Dänemark). Aufgrund der großen Heterogenität der Daten sollten, so die Autoren, die beobachteten Mittelwerte der untersuchten Studien

mit Vorsicht betrachtet werden. Die Prävalenz von chronischen Rückenschmerzen beträgt im Mittel 19,4 %, wobei einige Studien keine Angaben darüber machten, ab wann Rückenschmerzen als chronisch deklariert wurden.

1.1.8 Kosten

Eine Krankheit erfordert in der Regel, ausgenommen der Genesungsprozess erfolgt von selbst, eine Behandlung des Patienten. Dieser Behandlung voraus geht zunächst eine Diagnose durch einen fachkundigen Mediziner. Nach der Ursachenerkennung können Therapie, rehabilitative oder medikamentöse Maßnahmen etc. eingeleitet werden. Die Diagnose beim Arzt erfolgt zu dessen Sprechstunde, welche entweder innerhalb oder außerhalb der Arbeitszeit des Patienten liegt, sofern dieser arbeitstätig ist. Je nach Schweregrad oder Bewegungseinschränkung kann im weiteren Verlauf eine Krankschreibung erfolgen.

Sowohl durch die Diagnose, die medizinischen Maßnahmen aber auch durch die Abstinenz vom Arbeitsplatz entstehen Kosten. In der Literatur werden diese Kosten in der Regel in direkte und indirekte Kosten unterteilt.

Bolten et.al. errechneten im Jahre 1998 den Kostenverbrauch des Krankheitsbildes Rückenschmerz unter Berücksichtigung der Kosten für die Behandlung und der Produktionsausfälle in Deutschland. Die Berechnung erfolgte anhand der Jahresprävalenzraten der gesetzlichen Krankenversicherten (90 % der Bevölkerung) und wurde anschließend auf die Gesamtpopulation hochgerechnet. Die errechneten Gesamtkosten ergeben sich laut den Autoren aus direkten und indirekten Kosten. Direkte Kosten sind Kosten, welche durch Arztbesuche, Medikamente, Rehabilitation, Krankenhausaufenthalte bzw. Arbeitsunfähigkeit entstehen. Indirekte Kosten hingegen sind die durch den Produktionsausfall, bedingt durch die Arbeitsunfähigkeit, entstehenden Kosten. Sie wurden durch Multiplikation der Arbeitsausfalltage und einem täglichen Produktionsausfallsatz, welcher mit 300 DM pro Tag festgelegt war, berechnet. Die direkten Kosten durch Arztbesuche betrugen zwischen 2,1 und 2,9 Milliarden DM für Patienten mit akuten Rückenschmerzen und 0,9 bis 1,1 Milliarden DM für chronische Rückenschmerzpatienten. Die Kosten für Medikation betrugen 360 bis 600 Millionen DM bzw. 90 bis 125 Millionen DM, für physikalische Therapie 1,5 Milliarden DM bzw. 0,2 bis 0,3 Milliarden DM (jeweils akut / chronisch). Durch Krankenhausaufenthalte entstanden insgesamt Kosten in Höhe von 2,1 Milliarden

DM, für Rehabilitation 5,5 Millionen DM. Insgesamt konnten somit direkte Kosten von 9,4 bis 10,7 Milliarden DM berechnet werden. Die indirekten Kosten (Arbeitsausfalltage der Gesamtpopulation x Produktionsausfall) konnten mit 24 Milliarden DM berechnet werden. Es zeigt sich somit eine Verteilung von 72/28 zwischen indirekten und direkten Kosten. Laut den Autoren muss es deshalb Ziel sein, den Patienten eine möglichst schnelle und erfolgreiche Therapie zu ermöglichen, um einen langfristigen Arbeitsausfall zu verhindern, welcher enorme Kosten verursacht (Bolten et al., 1998).

Basierend auf den Daten der deutschen Rückenschmerzstudie (Schmidt et al., 2007) untersuchten Wenig et. al. (2009) ebenfalls die Kosten für Rückenschmerzen in Deutschland und berechneten pro Patient jährliche Ausgaben (auf den Daten von 2005) von 1322 €. Auch hier folgte zunächst eine Unterteilung in direkte und indirekte Kosten. Die direkten Kosten wurden anhand der von den Probanden genannten Anzahl der Arztbesuche, Therapien, der genutzten orthopädischen Hilfsmittel oder Medikamente etc. und ihrer entsprechenden Preise ermittelt. Die indirekten Kosten wurden über den Produktionsausfall durch fehlendes Humankapital berechnet und unterteilten sich bezüglich des Produktionsausfalls zum einen in temporäre Arbeitsunfähigkeit und zum anderen in frühzeitige Berentung. Nach der Analyse zeigte sich, dass die Gesamtkosten zu 46% aus direkten und 54% aus indirekten Kosten bestehen. Die direkten Kosten unterteilten sich dabei in Kosten für Krankenhausaufenthalte (29 %), Arztbesuche (23 %), Physiotherapie (22 %), Rehabilitation (15 %), medizinische Behandlung (7 %), und orthopädische Hilfsmittel (5 %). 68 % der indirekten Kosten wurden durch temporären Arbeitsausfall bedingt. Die restlichen 32 % konnten langfristigem Arbeitsausfall und Frührente zugeschrieben werden. Durch Extrapolation der jährlichen Gesamtkosten von 1322 € pro Patient auf die gesamtdeutsche Bevölkerung konnte ein volkswirtschaftlicher Schaden von 48,96 Billionen Euro errechnet werden, was 2,2 % des Bruttosozialproduktes entsprach. Durch Regressionsanalysen zeigte sich im Weiteren, dass das Geschlecht, die Anstellung und der Schmerzgrad einen Einfluss auf die Kosten haben. Frauen, Arbeitslose und Patienten mit stärkeren Schmerzen tendieren dazu, höhere Kosten zu verursachen.

Eine Umfrage lediglich an Patienten mit Rückenschmerzen führten Becker et.al. (2010) zwischen 2003 und 2004 in Marburg und Göttingen durch. Insgesamt konnten

1211 Patienten mittels Eingangs-Telefoninterview und zwei weiteren Telefoninterviews (sechs bzw. zwölf Monate später) untersucht werden. Es erfolgte eine Einteilung der Patienten in akute Schmerzpatienten (Persistenz < 90 Tage) und chronische Schmerzpatienten (Persistenz > 90 Tage). Bei Patienten mit akuten Rückenschmerzen zeigte sich eine Verteilung von 45,6 % zu 54,4 % zwischen direkten und indirekten Kosten, bei chronischen Rückenschmerzen von 47,7 % zu 52,7 %. Allerdings verursachten die Patienten mit chronischen Rückenschmerzen fast doppelt so hohe Kosten wie die Patienten mit akuten Schmerzen. Für einen „Akut-Patienten“ ergeben sich Gesamtkosten von 1002 € bzw. für einen chronischen Patienten 1790 €. Ebenso zeigte sich, dass der Schmerzgrad und das Vorhandensein von Depressionen einen großen Einfluss auf mögliche Folgekosten haben.

In einer Umfrage im deutschsprachigen Raum (72 % der Bevölkerung) der Schweiz nutzten 51,9 % der Rückenschmerzleidenden medizinische Ressourcen jeglicher Art. Wie in den beiden oben genannten Studien, wurden die Gesamtkosten über direkte und indirekte Kosten berechnet, mit dem Unterschied, dass der Produktionsausfall durch Arbeitsausfall (indirekte Kosten) lediglich bis zu einer Arbeitsabstinenz von 22 Wochen berücksichtigt wurde. In der Regel wurde nach dieser Zeit der Arbeitnehmer entsprechend ersetzt. Des Weiteren wurde berücksichtigt, dass das Humankapital vom Bildungsstand bzw. von der Art der Arbeit abhängig ist (z.B. Teamarbeit oder Produktionsarbeiter vs. Büroarbeiter). Die direkten Kosten konnten mit 1842 € pro Person und 2,6 Billionen Euro für die Gesamtbevölkerung berechnet werden. Der Produktionsausfall, bzw. die indirekten Kosten, berechneten sich mit 2926 € bei vollständiger Annahme der Arbeitsausfalls, bzw. mit lediglich 1571 €, wenn man davon ausgeht, dass der Produktionsausfall eines einzelnen durch andere Mitarbeiter ausgeglichen werden kann. Die Gesamtkosten in der Schweiz betrugen somit 6,6 bzw. 4,8 Billionen Euro, was 2,3 % bzw. 1,6 % des Bruttosozialproduktes der Schweiz entspricht. Wie bereits bei Wenig et.al. festgestellt, werden höhere Kosten durch Patienten mit stärkeren Schmerzen verursacht (Wieser et al., 2010).

In Frankreich konnten für jeden Patienten für den Zeitraum von sechs Monaten im Untersuchungszeitraum 2001 bis 2002 direkte Kosten von 715 € berechnet werden. Dabei zeigte sich eine Verteilung von 22,9 % für diverse Therapien, 19,5 % für Medikamente, 18,2 % für diverse andere nichtmedizinische Hilfsmittel, 17,4 % für

Krankenhausaufenthalte, 12,5 % für Besuche von Arztpraxen und 9,6 % für Untersuchungen. Bezogen auf ein komplettes Jahr würden die direkten Kosten 1430 € betragen. Über Regressionsanalysen konnten im weiteren Verlauf festgestellt werden, dass die direkten Kosten mit zunehmendem Alter sowie mit zunehmender Schmerzstärke steigen (Depont et al., 2009).

In der bereits oben im Abschnitt 1.1.7 erwähnten, im Jahre 2001 in Australien durchgeführten Studie von Walker (Walker et al., 2004) wurden die Kosten für die Krankheit Rückenschmerz berechnet. Die direkten Kosten ermittelten sich über die aktuellen Marktpreise, während die indirekten Kosten anhand des Arbeitsausfalls bedingt durch die Krankheit berechnet wurden. Die Kostenanalyse erfolgte jedoch nicht für den einzelnen Patienten sondern für das gesamte Gesundheitssystem. Durch Rückenschmerzen ergaben sich in Krankenhäusern Kosten von 89 Millionen bzw. 75 Millionen AU\$ (öffentliche und private Krankenhäuser). Für außerklinische Therapieangebote (z.B. Physiotherapie, Chiropraktiker, etc.) wurden 835 Millionen AU\$ aufgewendet. Für bildgebende Untersuchungen konnten Kosten von 66 AU\$ und für die Diagnose der Krankheit an sich 0,48 Millionen AU\$ berechnet werden. Über die Jahres-Prävalenzrate von 79,2 % konnten insgesamt 62441052 Fehltage für die Gesamtbevölkerung berechnet werden. Über das durchschnittliche Tageseinkommen eines australischen Bürgers wurden somit indirekte Kosten von 8,2 Billionen AU\$ berechnet. Durch Anwendung der „Friction-Method“ (die Arbeit des einzelnen kann bei Krankheit zu bestimmten Teilen kompensiert werden bzw. der Arbeiter wird nach einer gewissen Zeit ersetzt), kann dieser Wert noch auf 5 Billionen AU\$ verringert werden. In Summe mit den direkten Kosten von ca. 1,1 Billion AU\$ ergeben sich Gesamtkosten in Australien von 9,2 oder 6,6 Billionen AU\$ (Walker et al., 2003). Dies entspricht je nach Wechselkurs 6,7 bzw. 4,8 Billionen Euro. Das Bruttosozialprodukt Australiens lag im Jahre 2002 bei 397 Billionen AU\$. Die Gesamtkosten hätten somit bei ca. 1,7 bzw. 1,2 % des Bruttosozialproduktes des Jahres 2002 gelegen (Internetquelle_1).

1.1.9 Nichtinvasive Behandlung unspezifischer Rückenschmerzen

Für die Behandlung chronisch unspezifischer Rückenschmerzen stehen verschiedenste nichtinvasive Behandlungsmöglichkeiten zur Auswahl. Diese können in pharmazeutische, also medikamentöse, und nicht-pharmazeutische

Behandlungsformen unterteilt werden. Ein relativ großes Spektrum an Möglichkeiten ergibt sich sicherlich im Bereich der nichtpharmazeutischen Behandlungsmethoden.

1.1.9.1 Pharmazeutische Behandlungsmethoden

1.1.9.1.1 Antidepressiva

Antidepressiva werden bei chronischen Rückenschmerzpatienten eingesetzt, um die Gemütslage zu verbessern, Depressionen entgegenzuwirken, die Schmerzgrenze anzuheben, einen besseren Schlaf zu finden, sowie in geringen Dosen schmerzlindernd zu wirken (van Tulder et al., 2006).

1.1.9.1.2 Muskelrelaxantien

Muskelrelaxantien sind eine breite Palette von Arzneimitteln, welche vorübergehend eine Entspannung der Skelettmuskulatur bewirken. Sie können in zwei Gruppen unterteilt werden: Krampflösende Mittel und antispastische Mittel. Krampflösende wirken zum einen angstlösend, beruhigend, hypnotisch und muskelentspannend oder verhindern epileptische Anfälle (Benzodiazepine). Der zweite Bereich der krampflösenden Mittel wirkt direkt im Hirnstamm oder im Rückenmark (Nicht-Benzodiazepine). Antispastische Mittel werden zur Reduktion von Spastiken genutzt, um so eine bessere Therapie zu gewährleisten (van Tulder et al., 2006).

1.1.9.1.3 Nichtsteroidale Antirheumatika (NSAR, NSAID – engl.)

Nichtsteroidale Antirheumatika werden bei unspezifischen Rückenschmerzen zur Entzündungshemmung bzw. zur Schmerzminderung eingesetzt.

1.1.9.2 Nichtpharmazeutische Behandlungsmethoden

1.1.9.2.1 Rückenschulen

Die Inhalte heutiger Rückenschulen variieren. Ursprünglich begründet wurde die schwedische Rückenschule im Jahre 1969. Sie beinhaltete Informationen zur Anatomie des Rückens, Biomechanik, Ergonomie, einer optimalen Körperhaltung sowie diverser Trainingsübungen der Rückenmuskulatur. Rückenschulen bestehen in der Regel aus einem Programm zum Wissens- und Kompetenzerwerb und verschiedenen Übungen, welche durch einen medizinischen Therapeuten oder

Facharzt in Gruppenform geleitet werden. Inhaltlich bestehen individuelle Unterschiede (Heymans et al., 2005).

1.1.9.2.2 Anweisungen „aktiv zu bleiben“

Anweisungen „aktiv zu bleiben“ sind Anweisung, sich nicht durch die auftretenden Rückenschmerzen einschränken zu lassen und weiter zu versuchen, seinen gewohnten Aktivitäten und Lebensgewohnheiten zu folgen.

1.1.9.2.3 Bettruhe

Bettruhe kann damit begründet werden, dass manche Patienten in der horizontalen Lage durch die Entlastung der Wirbelsäule eine Minderung ihrer Schmerzen erleben (van Tulder et al., 2006).

1.1.9.2.4 Verhaltenstraining

Verhaltenstraining zielt nicht auf die Beseitigung pathologischer Befunde ab, sondern versucht, durch Veränderung der Umweltbedingungen und der kognitiven Prozesse eine Reduzierung der Lebenseinschränkungen / Behinderungen zu erreichen. Dabei lassen sich drei Verhaltenstherapeutische Ansätze unterscheiden: Eingreifende Behandlungen zielen auf die Förderung gesunder Verhaltensweisen, die Abwendung vom Schmerzverhalten, die Orientierung weg vom Schmerz zur Gesundheit in der Therapie, sowie die Einbeziehung des Ehepartners in den Heilungsverlauf ab. Im Übungsverlauf soll dem Patienten möglichst positives Feedback und verbale Ermutigung zukommen. Kognitive Behandlungen versuchen, dem Patienten Wissen über seine Schmerzen bzw. seine Einschränkungen zu vermitteln. Dies kann direkt über Bildhaftigkeit oder Aufmerksamkeitslenkung oder indirekt über die Veränderung von Gedanken oder Überzeugungen erfolgen. Reaktionsverändernde Behandlungen versuchen direkt, z.B. durch Minderung der Muskelspannung, den physiologischen Regelkreis zu beeinflussen. Dies erfordert zumeist, dass dem Patienten zunächst der Zusammenhang zwischen Schmerz und Muskelspannung näher gebracht wird (z.B. durch Bio-Feedback-Verfahren). Die verschiedenen Ansätze werden zumeist gemeinsam in der kognitiven Verhaltenstherapie angewendet (Ostelo et al., 2005, van Tulder et al., 2000).

1.1.9.2.5 Übungstherapie

Die Übungstherapie wird häufig bei unspezifischen Rückenschmerzen angewendet und beinhaltet eine Vielzahl von Übungen zur Verbesserung der allgemeinen Fitness, zur Verbesserung der Muskelkraft, der Beweglichkeit oder Aerobic-Übungen (Hayden et al., 2005). Sie kann alleine oder im Rahmen eines multidisziplinären Rehabilitationsprogramms angewendet werden. Die Anwendung erfolgt dabei individuell, in der Gruppe, unter Anleitung, am Land oder im Wasser. Dabei existieren verschiedenste Übungsformen wie Aerobic, Beweglichkeitsübungen, Streck- und Beugeübungen, Stabilisations-, Koordinations- und Kräftigungsübungen für einzelne Muskeln oder ganze Muskelgruppen (van Middelkoop et al., 2010).

1.1.9.2.6 Lordosestützen

Mit Lordosestützen wird versucht, den Patienten eine Verminderung oder Beseitigung der Beeinträchtigung bzw. Behinderung zu ermöglichen. Die Lordosestütze kann dabei starr oder flexibel sein, kann einen Schultergurt enthalten und wird den kompletten Tag oder nur zeitweise getragen. Durch den Einsatz erhofft man sich eine Korrektur möglicher Deformationen, eine Begrenzung der Wirbelsäulenbewegung, die Stabilisation der Wirbelsäule, eine Reduktion der mechanischen Belastung oder sonstige Wirkungen wie Wärme, Massage oder einen Placeboeffekt. Neben diesen erhofften positiven Effekten können allerdings auch durch das Tragen einer Lordosestütze negative Effekte wie Hautveränderungen, Magen-Darm-Störungen, Muskelschwund im Bereich der Lendenwirbelsäule sowie höherer Blutdruck und eine höhere Herzfrequenz berichtet werden (van Duijvenbode et al., 2008).

1.1.9.2.7 Multidisziplinäre Therapieprogramme

Multidisziplinäre Therapieprogramme sind in einem multifaktoriellen biopsychosozialen Modell begründet, welches das Zusammenspiel von physischen, psychischen sowie sozialen und beruflichen Faktoren berücksichtigt (Waddell, 1987). Die Inhalte verschiedener multidisziplinärer Programme variieren dabei stark und die optimale Zusammensetzung ist noch weitestgehend unklar (van Tulder et al., 2006).

1.1.9.2.8 Manipulation der Wirbelsäule

Die Manipulation der Wirbelsäule ist eine Form der manuellen Therapie, welche versucht, den aktuellen (evtl. eingeschränkten) Bewegungsumfang eines Gelenks an den anatomisch möglichen Bewegungsumfang anzupassen. Die dabei ausgeführte Bewegung wird meist begleitet durch ein knackendes Geräusch unbekannter Herkunft. Die spinale Manipulation kann auf zwei Arten ausgeführt werden. Zum einen erfolgt die Anwendung über lange Hebel der Beine. Sie erfolgt mit langsamen Geschwindigkeiten und wirkt unspezifisch. Der Patient liegt dabei mit gebeugten Beinen auf der Seite und der Therapeut schiebt die oben liegende Schulter nach mit seinen Händen nach hinten. Die zweite Form der Anwendung erfolgt über kurze Hebel mit höherer Geschwindigkeit. Hierbei erzeugt der Therapeut einen spezifischen Druck direkt am Wirbelkörper, um das Gelenk gezielt zu bewegen.

Die Anwendung erfolgt zur:

- Lösung im Gelenkspalt eingeklemmter Synovialfalten
- Entspannung hypertoner Muskeln durch plötzliche Streckung
- Unterbrechung einer artikulären oder periartikulären Haftung,
- Rückführung von Bewegungssegmenten, welche eine unverhältnismäßige Verschiebung erfahren haben
- Reduktion von Bandscheibenvorwölbungen
- Neupositionierung von winzigen Strukturen innerhalb der Gelenkfläche
- mechanische Stimulation von nozizeptiven Fasern
- Änderung der neurophysiologischen Funktion
- Verminderung von Muskelspasmen

(van Tulder et al., 2006, Shekelle, 1994).

1.1.9.2.9 Entlastung der Wirbelsäule durch Zug (Traktion)

Bei der Traktion kommt es zu einer Entspannung der Lendenwirbelsäule durch entgegengesetztes Ziehen (kranial, bzw. kaudal gerichtet) zweier Gurte, welche zum einen um die unteren Rippen und zum anderen über den Beckenkamm gelegt sind. Die Art und Dauer der applizierten Zugkraft kann dabei kontinuierlich oder variierend sein und erfolgt standardisiert mit Motor und in liegender Position des Patienten. Die Ausübung der Kraft kann aber auch durch einen Therapeuten oder den Patienten

selbst ausgeführt werden, die Konstitution des Patienten, mögliche Verspannungen etc. müssen dabei mit berücksichtigt werden. Ziel dieser Therapie ist eine Dehnung der Wirbelsäule, eine Verringerung der Lordose und eine Vergrößerung des Zwischenrippenraums, von denen man sich folgende Wirkungen erhofft:

- Hemmung nozizeptiver Impulse
- Verbesserung der Beweglichkeit
- Verringerung mechanischer Beanspruchung
- Reduktion von Muskelkrämpfen und Kompression von Spinalwurzelnerven
- Lösung von Luxationen der Bandscheibe oder Kapsel des Zwischenwirbelgelenks
- Lösung von Verwachsungen am Zwischenwirbelgelenk und Faserring

(Gay and Brault, 2008)

1.1.9.2.10 Transkutane elektrische Nervenstimulation („TENS“)

Bei der transkutanen elektrischen Nervenstimulation kommt es durch die Applikation elektrischer Reize über Elektroden auf der Haut, zur Stimulation peripheren Nerven. Hierbei werden verschiedene Frequenzen angewendet und so die durch die Nerven innervierten Muskeln unterschiedlich angeregt. Die transkutane elektrische Nervenstimulation zählt zu den nichtinvasiven Therapieformen mit dem Ziel der Schmerzreduktion. In der Regel lassen sich zwei unterschiedliche Anwendungsformen klassifizieren. Bei der konventionellen Anwendung beträgt die Frequenz mehr als 80 Hz, die Pulsweite ist kleiner 150 μ s und die Stromstärke ist gering. Hierdurch wird ein leichtes Kribbeln erzeugt. Die akkupunkturähnliche Methode erfolgt mit geringen Frequenzen kleiner 10 Hz und einer Pulsbreite größer als 150 μ s, mit hoher Stromstärke, um eine Muskelkontraktion auszulösen. Als weitere Standardmethoden sind die kurz-intensive, die gebündelte und die modulierte Methode zu nennen. Bei der kurz-intensiven Methode (Frequenz > 80 Hz, Pulsbreite > 150 μ s) werden mit hohen Stromstärken nicht nur motorische Fasern und sensorische Afferenzen, sondern auch nozizeptive Sensoren angeregt. Bei der gebündelten Methode kommt es zu einer Abfolge hochfrequenter gebündelter Impulse, welche mit einer geringen Frequenz (< 10 Hz) und hoher Intensität appliziert werden. Hierdurch werden motorische Fasern und sensorische Afferenzen angeregt. Bei der modulierten Methode werden während der Anwendung die Parameter

Stromstärke, Frequenz und Pulsbreite willkürlich variiert (Poitras and Brosseau, 2008, Milne et al., 2001, Khadilkar et al., 2005).

1.1.9.3 Therapieerfolg nicht-invasiver Behandlungsmethoden

Unter Einschluss mehrerer Reviews der „Cochrane Back Review Group“ aus dem Jahre 2005 fassten *Van Tulder et.al.* (2006) die Wirksamkeit verschiedener nichtinvasiver Behandlungsmethoden bei unspezifischen Rückenschmerzen zusammen. Es zeigte sich, dass bei akuten Rückenschmerzen eine kurzfristige Schmerzlinderung durch Nichtsteroidale Antirheumatika, Muskelrelaxantien sowie die Anweisung „aktiv zu bleiben“ erreicht werden kann. Langfristige Erfolge werden ebenso durch die Anweisung „aktiv zu bleiben“ erreicht. Bei chronischen Rückenschmerzen können zu kurzfristigen Schmerzlinderung COX2-Hemmer, Antidepressiva, Rückenschulen, progressive Muskelrelaxation, kognitives und reaktives Verhaltenstraining, Übungstherapie und multidisziplinäre Behandlungsverfahren eingesetzt werden. Zu einer kurzfristigen Funktionsverbesserung führen COX2-Hemmer, Rückenschulen, progressive Muskelrelaxation, Übungstherapie und multidisziplinäre Behandlungsverfahren. Es zeigte sich jedoch, dass keine dieser Behandlungsverfahren / -methoden zu einer langfristigen Schmerzlinderung und Funktionsverbesserung führt.

1.1.10 „Guidelines“ zur Behandlung unspezifischer Rückenschmerzen

Um die Behandlung von chronisch unspezifischen Rückenschmerzen zu verbessern, bzw. die Kosten für ineffektive Behandlungsformen zu minimieren, existieren mittlerweile in den verschiedensten Ländern der Erde sogenannte „Guidelines“, welche sich an Ergebnissen aktueller Studien orientieren und dem behandelnden Arzt eine gute Orientierung über effektive Behandlungen geben. Koes et.al (2001) verglichen dabei die Inhalte solcher Guidelines aus 11 verschiedenen Ländern (USA, Großbritannien, Deutschland, Niederlande, Israel, Neuseeland, Finnland, Schweiz, Dänemark und Schweden), wobei jeweils die aktuellste Version genutzt wurde. Vier der elf Guidelines befassen sich dabei mit der Diagnose und Behandlung akuter Rückenschmerzen, die restlichen sieben mit derer chronischer Rückenschmerzen. In der Diagnose konnten die folgenden Punkte zusammengefasst werden:

- Untersuchung auf radikuläre Symptome, pathologische Veränderungen, unspezifische Rückenschmerzen
- Anamnese und körperliche Untersuchung zum Ausschluss von „Red-Flags“
- Körperliche Untersuchung auf neurologische Schäden (z.B. Straight – leg – raising – Test)
- Untersuchung auf psychosoziale Ursachen, wenn keine anderen Ursachen gefunden wurden
- Röntgendiagnostik bei unspezifischen Rückenschmerzen nicht sinnvoll

In Hinblick auf therapeutische Behandlungsmethoden können für akute und subakute Rückenschmerzen folgende Empfehlungen zusammengefasst werden:

- Beruhigen der Patienten, günstige Prognosen
- Anweisung „aktiv zu bleiben“
- Wenn nötig, Verschreiben von Medikamenten (Paracetamol, nichtsterioide Entzündungshemmer, Muskelrelaxantien und Opiate)
- Vermeidung von Bettruhe
- Evtl. Einsatz spinaler Manipulation falls nötig
- Empfehlung zur Vermeidung rückenbelastender Übungen

Bei chronischen Rückenschmerzen verweisen die verschiedenen Guidelines zumeist auf Übungstherapien.

Trotz der geographischen als auch gesellschaftlichen, aber vor allem trotz der Unterschiede in den einzelnen Gesundheitssystemen, zeigten die unterschiedlichen Guidelines große Ähnlichkeiten bezüglich der Behandlungsempfehlung bei Rückenschmerzen (Koes et al., 2001).

1.2 Biomechanische Untersuchungsergebnisse zur Ursachenfindung

Wie oben erwähnt, zeigt der Großteil der nichtinvasiven Behandlungsmethoden keinen langfristigen Erfolg bei der Bekämpfung der unspezifischen Rückenschmerzen. Die tatsächliche Ursachenfindung spielt deshalb eine wichtige Rolle. Ein Feld der Forschung stellt der Bereich der Biomechanik dar, welcher sich auch seit Jahrzehnten mit dem Thema auseinandersetzt. Die Koordination der Rumpfmuskulatur in Reaktion auf verschiedene Störungen oder Alltagssituationen steht dabei häufig im Fokus. Die Reaktion der Muskulatur erzeugt Bewegungen oder

erhöht die Stabilität. Äußere, auf den Menschen Körper wirkende Kräfte müssen im Inneren, über die von Muskeln generierte Kräfte und Drehmomente kompensiert werden.

In Reaktion auf äußere Belastungen trägt die Rumpfmuskulatur unter anderem zur Stabilisierung der Wirbelsäule bei. Diese wird durch eine höhere Ko-Kontraktion verbessert. Bei höheren Beugebelastungen des Rumpfes kommt es nicht nur zu einer höheren Aktivität der lumbalen paraspinalen Muskulatur, sondern auch des M. obliquus internus abdominis, also einem Beugemuskel. Die erhöhte Steifigkeit könnte zu einer größeren Stabilität der Wirbelsäule beitragen (Lee et al., 2006).

Zedka et.al. (1998) erfassten die muskulären Reaktionen des Rumpfes im Sitzen auf plötzliche Störungen, hervorgerufen durch Rotation der Sitzfläche. Es zeigte sich, dass es bei Rotationen in der Sagittalebene zu phasischer Aktivierung von Bauch- und Rückenmuskulatur kommt. Bei plötzlicher Rotation nach vorne, erfolgt eine Entspannung der Bauchmuskulatur und eine Aktivierung der Rückenmuskulatur, bei Rotation nach hinten entsprechend umgekehrt. Bei seitlichen Rotationen zeigt die Rückenmuskulatur eine asymmetrische Aktivierung. Durch Kontraktion der störungsfernen Muskulatur wird eine Verschiebung des Rumpfes minimiert.

Skotte et. al (2004) untersuchten die Reaktionsveränderungen auf sich wiederholende plötzliche Störungen in Form von ventralen gerichteten, am Thorax applizierten Zugkräften. Untersucht wurden dabei die Reaktionszeiten, die Höhe der Muskelaktivität des M. erector spinae sowie die Vorwärtsrotation des Rumpfes. Mit zunehmender Versuchszahl verringerte sich die Zeit bis zum Stoppen der Vorwärtsrotation und die Aktivität des M. erector spinae vergrößerte sich im Zeitraum von 50 - 250 ms nach Störungsbeginn. Es konnte jedoch keine Verringerung der Reaktionszeit der Rückenmuskulatur festgestellt werden. Der Körper ist in der Lage sich in seinen Aktivierungsmustern der Muskulatur äußeren Bedingungen anzupassen.

1.2.1 Veränderungen der motorischen Kontrolle im lumbalen Bereich des Rückens

Die Aktivierung der Rumpfmuskulatur kann bei Patienten mit Rückenschmerzen verändert sein.

In einer EMG-Untersuchung der paraspinalen Muskulatur der unteren Wirbelsäule konnten Arena et.al. (1989) in verschiedenen Haltungen größere Amplituden bei Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe feststellen. Im Speziellen ist dies im Stehen, bei Aufstehen und beim Beugen des Rumpfes der Fall. Im Sitzen und in Bauchlage konnten keine Unterschiede festgestellt werden.

Hodges et.al. (2001a) konnten zeigen, dass es im Vergleich zwischen gesunden Probanden und Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen zu Unterschieden in der Aktivierung des M. transversus abdominis kommt. In Reaktion auf ein Lichtsignal waren die Probanden aufgefordert, ihren Arm zur Seite oder nach vorne zu heben. Über ein zweites Lichtsignal wurde der Reaktionsbeginn angekündigt. Dies erfolgte jedoch randomisiert in korrekter, neutraler oder fehlerhafter Weise. Bei gesunden Probanden erfolgt die Aktivierung des M. transversus abdominis vor der Aktivierung des M. deltoideus. Die Aktivierung der Muskeln obliquus internus, obliquus externus, und rectus abdominis setzte erst später ein. Bei vorheriger Fehlinformation steigen die Reaktionszeiten aller Muskeln mit Ausnahme des M. transversus abdominis an. Im Vergleich dazu konnte bei Rückenschmerzpatienten sowohl eine der Aktivierung des M. deltoideus folgende Aktivierung des M. transversus abdominis, als auch eine gleichbleibende Differenz der Reaktionszeiten beider Muskeln bei unterschiedlichen Ausgangsbedingungen (korrekte Information/Fehlinformation) festgestellt werden. Dies zeigt eine veränderte Organisation der Rumpfmuskulatur bei Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen. Bei gesunden Personen ist die Aktivierung der tiefen Bauchmuskulatur im Vergleich zu Rückenschmerzpatienten unabhängig von der Bedingung der Vorwarnung.

Lamoth et.al. (2006) untersuchten die Rumpfkoordination und die Muskelaktivität der Rückenmuskeln beim Gehen von gesunden Probanden im Vergleich zu Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen. Daraus ging hervor, dass Rückenschmerzpatienten geringere Gehgeschwindigkeiten bevorzugen und eine geringere Veränderung der Becken-Thorax-Koordination besitzen, welche bei gesunden Probanden bei Normalgeschwindigkeit von phasisch zu antiphasisch wechselt. Die Lumbar-Becken Rotation war im Vergleich zu gesunden phasischer. In der Frontalebene wiesen Rückenschmerzpatienten eine größere Variabilität der

intersegmentalen Bewegungen mit größeren Bewegungen im Bereich des Thorax auf. Die Aktivität des M. erector spinae war gekennzeichnet durch eine höhere Variabilität, veränderten Amplituden, Frequenzen, sowie Zeitpunkten. Der Gang von Rückenschmerzpatienten kann somit in der Transversalebene als steifer, und in der Frontalebene dafür weniger steif beschrieben werden.

Den Einfluss einer 15-minütigen maximalen Beugung des Rumpfes bei Entspannung des M. erector spinae untersuchten Granata et. al. (2005). Vor und nach dieser Beugungs-Entspannungsperiode wurden die Reflexe der paraspinalen Muskulatur in Reaktion auf plötzliche Zugkräfte auf den Oberkörper bei unterschiedlichen Vorspannungen getestet. Vor allem Frauen besitzen in Folge der 15-minütigen Beugephase verlängerte Reflexzeiten. Des Weiteren kommt es bei höheren Vorspannungen der Zugkräfte am Oberkörper zu einer späteren reflektorischen Muskelaktivierung. Frauen zeigen dabei generell später auftretende Reflexe als Männer. In Folge der Beugungsphase kommt es jedoch zu einer geringeren Oberkörperbewegung in Reaktion auf die Störungen. Die Autoren gehen davon aus, dass diese Veränderungen der Reflexantworten auf Störungen in Folge der Beuge-Entspannungsperiode zu einer Verringerung der Stabilität der Wirbelsäule führen und somit das Risiko an Rückenschmerzleiden zu erkranken, erhöhen.

Die Reaktion der Rumpfmuskeln auf eine plötzliche Entlastungsstörung konnten zwischen gesunden Probanden und Patienten mit Rückenschmerzen signifikante Unterschiede in den An- und Abschaltzeiten der Rumpfmuskulatur nachgewiesen werden. Bei den Versuchen wurde der Proband ab der Hüfte abwärts in einem Gerät fixiert. Über eine Weste wurde am Rumpf auf Höhe T9 eine Zugkraft appliziert. Diese wurde plötzlich deaktiviert. Probanden zeigten in Reaktion auf die plötzliche Entlastung eine Aktivierung der antagonistischen und eine Deaktivierung der agonistischen Muskulatur. Patienten hingegen deaktivierten weniger agonistische Muskeln, während sie ebenfalls die antagonistische Muskulatur aktivieren (Ko-Kontraktion), wobei die Anzahl der aktivierten antagonistischen Muskeln geringer ist als bei gesunden Probanden. Patienten besitzen im Weiteren längere Reflexzeiten für das An- bzw. Abschalten der Muskulatur (Radebold et al., 2000b).

Den Einfluss von Schmerzen bzw. der Informationsverarbeitung auf die Aktivität der Rumpfmuskeln beim schnellen Heben eines Armes untersuchten Mosley et.al. (2004). Hierzu wurde die Aktivität der Rumpfmuskeln unter normalen Bedingungen,

bei Versuchen mit Lenkung der Aufmerksamkeit, unter Stress, sowie bei Versuchen mit durch Injektion von Salzsäure herbeigeführten Rückenschmerzen durchgeführt. Durch Rückenschmerzen zeigen sich unterschiedliche Einflüsse auf die Reaktionszeiten der oberflächigen Rumpfmuskulatur und ein Ansteigen der Reaktionszeiten der tiefen Bauchmuskulatur. Bei Versuchen mit zusätzlicher Ablenkung kommt es zu einer Verlängerung der Reaktionszeiten der Bewegung und der oberflächigen Rumpfmuskulatur, jedoch zu keiner Veränderung der Reaktionszeiten der tiefliegenden Muskeln. Die Verstärkung der Ablenkung durch Stress ergab keine weiteren Veränderungen.

Die Aktivität der Rückenmuskulatur in Folge einer plötzlichen Vorwärtsrotation des Rumpfes verglichen Larivière et.al. (Larivière et al., 2010) zwischen Gesunden und Personen mit chronischen Rückenschmerzen. Bei den durch Biofeedback kontrollierten Versuchen ohne Ko-Kontraktion der Bauchmuskulatur zeigten Rückenschmerzpatienten eine größere Voraktivierung der Rückenmuskulatur, größere Reflexamplituden, jedoch keine Unterschiede bezüglich der Reflexzeiten. Mit Betrachtung bzw. Einbeziehung anderer Variablen als Ko-Variaten in die Analyse veränderte sich jedoch auch das statistische Ergebnis und somit die Interpretationsergebnisse der Untersuchung.

Eine Einteilung in Rückenschmerzpatienten und Gesunde können Reeves et.al. (2005) vornehmen. Mit Hilfe eines Regressionmodells ist es möglich, anhand der in einem Störversuch bestimmten Reflexzeiten von agonistischer und antagonistischer Muskulatur die Unterscheidung vorzunehmen. Nach einer plötzlichen Entlastung eines Kabelzugs, welcher am Oberkörper der Probanden befestigt war, zeigten die Schmerzpatienten bei plötzlicher Flexion, Extension sowie der Beugung zur Seite signifikant größere Latenzzeiten der agonistischen oder antagonistischen Muskulatur.

Magnusson et.al. (Magnusson et al., 1996) untersuchten die EMG-Aktivität des M. erector spinae in Reaktion auf erwartete und unerwartete sagittalen Belastungen und Entlastungen des Oberkörpers vor und nach einer muskulären Ermüdung mit und ohne statische Veränderung der Haltung. Zusätzlich erfolgte die Berechnung der Belastung der Wirbelsäule während der Versuche mit einem Modell. Es zeigte sich, dass Patienten mit Rückenschmerzen längere Reflexzeiten und geringere Reflexamplituden aufweisen als gesunde Personen. Dies ist ebenfalls bei Platzierung eines Brettes unter dem Fuß auf der schmerzvollen Seite zur Haltungsänderung der

Fall. Gesunde Personen besitzen größere Amplituden und kürzere Latenzzeiten der Bodenreaktionskräfte. Durch Haltungsmodifikation auf der schmerzhaften Seite zeigen Patienten kürzere Latenzzeiten und höhere Amplituden der Bodenreaktionskräfte. Eine Ermüdung der Muskulatur führt zu einer Vergrößerung der Reflexzeiten, bei Patienten können auf der Schmerzseite größere Latenzzeiten als auf der schmerzfreien Seite beobachtet werden. Nach Durchführung eines zweiwöchigen Rehabilitationsprogramms wurde bei Patienten eine Verringerung der Latenzzeiten, der EMG-Amplituden und der Werte auf der Visuellen Analog Skala festgestellt. Durch die Modellrechnung konnte belegt werden, dass bei erwarteten Störungen die Wirbelsäulenkompression viermal größer und die Belastungsasymmetrie geringer ist als bei unerwarteten Störungen. Dies würde zu Stabilisierung der Wirbelsäule dienen, um größere Scherkräfte und Belastung der weichen Strukturen zu verhindern.

1.2.2 Mögliche Ursachen der Beeinflussung der motorischen Kontrolle der Rückenmuskulatur durch Schmerz

Nach van Dieen et.al. (2003) liegen in der Literatur zwei verschiedene Modelle vor, welche beschreiben wie Schmerz die Aktivität der Rückenmuskulatur beeinflusst. Zum einen das „Pain-Spasm-Pain“ - Modell (Travell et al., 1942), und zum anderen das „Pain-adaptation“ - Modell (Lund et al., 1991).

Im erstgenannten führt Schmerz zu einer muskulären Hyperaktivität (Spastik / Krampf), welche wiederum einen erneuten Schmerz bedingt. Die nervale Bahnung könnte auf zwei Wegen erfolgen. Zum einen erfolgt die Gewebeinnervation im Rückenbereich über myaline /nichtmyaline Fasern mit freien Nervenenden. Nozizeptive Afferenzen werden direkt zum Hinterhorn des Rückenmarks geleitet, wo sie Informationen über den Schmerz an höhere Zentren weitergeben. Im weiteren Verlauf stimulieren die Interneurone die Alpha-Motoneurone des entsprechenden Segments. Im zweiten Fall könnten Nozizeptoren direkt den Output der Muskelspindeln durch Stimulierung der Gamma-Motoneurone beeinflussen. Hierdurch kommt es ebenfalls zu einer Anregung der Alpha-Motoneurone. In beiden Fällen führt die gesteigerte Aktivität der Alpha-Motoneurone zu einer höheren Muskelaktivität. Eine auf Dauer erhöhte Muskelaktivität bedingt dann wiederum durch

die Anhäufung von Laktat, Bradykinin, Pottasium und Arachidonsäure (ungesättigte Fettsäure, welche Entzündungsprozesse fördert) Schmerzen.

Im „Pain-adaptation“ - Modell kommt es zu einer Verminderung der Aktivität des Muskels bei Tätigkeit als Agonist und zu einer Vergrößerung als Antagonist. Das Ziel dieser Mechanismen kann in der Verminderung der Bewegungsgeschwindigkeit und des –ausmaßes gesehen werden, was auf eine Verminderung der Schmerzprovokation zielt. Als mögliche Erklärung wird die neuronale Bahnung zwischen Nozizeptoren und hemmenden und erregenden Interneuronen gesehen. Die Erregbarkeit der Interneurone wird durch das zentrale Nervensystem kontrolliert. Durch motorische Befehle kann es zu einer Erregung oder Hemmung der Alpha-Motoneurone kommen.

Für beide Modelle der Beeinflussung der Rückenmuskulatur durch Schmerz konnten die Autoren sowohl belegende als auch widersprechende Studienergebnisse finden (van Dieën et al., 2003).

1.2.3 Folgen einer veränderten motorischen Kontrolle

Die Stabilität der Wirbelsäule ist nach Panjabi et. al. (1992) auf das Zusammenspiel von Zentralem Nervensystem, dem passivem System (Wirbelkörpern, Bandscheiben und Bändern) und dem aktivem System (Muskeln und Sehnen um die Wirbelsäule) angewiesen. Bei Ausfall eines dieser Subsysteme kann es zur Kompensation durch ein anders Subsystem kommen, zur langfristigen Adaptation eines oder mehrerer Subsysteme oder im schlimmsten Fall zur Verletzung bestimmter Teile dieser Subsysteme. Die oben dargestellten Veränderungen der motorischen Kontrolle bei Rückenschmerzpatienten haben somit auch Auswirkungen auf andere Bereiche. Nach Hodges *et.al.* führt eine Schmerzadaptation nach dem Pain-Adaptation-Modell (van Dieën et al., 2003) bei einer chronischen Überaktivierung der großen oberflächigen Muskeln zwar zu einer Erhöhung der Stabilität der Wirbelsäule im Gesamten, allerdings auf Kosten der Feinabstimmung zwischen den Wirbelkörpern (Hodges and Moseley, 2003). Im Vergleich zu gesunden Personen versteifen Schmerzpatienten die Wirbelsäule, anstatt mit Bewegungen auf äußere Belastungen und Einflüsse auf die Stabilität zu reagieren. Dies stellt zwar weniger Anforderungen an das zentrale Nervensystem, die optimale Funktionsweise der Wirbelsäule wird jedoch nicht ausgenutzt (Hodges et al., 1999, Lamothe et al., 2006). Eine Ko-

Kontraktion von agonistischer und antagonistischer Muskulatur bewirkt zudem eine größere Belastung der Wirbelsäule. Durch die Zugkräfte der Muskulatur entstehen erhöhte Druckkräfte auf die Wirbelkörper und Bandscheiben (Gardner-Morse and Stokes, 1998). In Folge der dauerhaften erhöhten Belastungen kann es zur Überbeanspruchung der Strukturen kommen. Dies wurde bereits früher in der Literatur als möglicher Risikofaktor für spinale Degeneration und Schmerzen gesehen (Nachemson and Morris, 1964). Einen möglichen Einfluss kann die veränderte motorische Kontrolle der Muskulatur auch auf andere Bereiche haben. Je nach Lokalisation der Muskulatur hat diese nicht nur die Stabilisation der Wirbelsäule zur Aufgabe. Eine erhöhte Versteifung der oberflächigen Muskulatur kann sich z.B. negativ auf die Entlastung des Rippenbogens und somit auch auf die expiratorischen Funktionen oder die Bahnung von externen Kräften im Körper auswirken (Hodges et al., 2001b, Hodges and Gandevia, 2000, De Troyer and Estenne, 1988).

Letztendlich äußert sich eine veränderte Motorik auch äußerlich sichtbar in der Bewegungskinematik. Im Vergleich zu Gesunden zeigen Personen mit Rückenschmerzen bei der aktiven Beugung des Knies und der seitlichen Rotation der Hüfte größere Rotationen zwischen der Wirbelsäule und dem Becken, sowie eine zeitlich frühere einsetzende Rotation (Scholtes et al., 2009). In Versuchen zur Untersuchung der Bewegung beim Aufstehen, bzw. Hinsetzen besitzen Rückenschmerzpatienten eine höhere Steifigkeit der Wirbelsäule und der Hüfte. Diese muss in der Bewegung mit größeren Variationen kompensiert werden. Die Bewegung der Wirbelsäule gegenüber der Hüfte war bei Patienten eingeschränkt und die Koordination von beiden deutlich verändert (Shum et al., 2005). Beim Beugen des Oberkörpers nach hinten zeigten Schmerzpatienten eine geringere Bewegungsamplitude (Mitchell et al., 2008). Ebenso konnten bei Hebebewegungen eine geringere Oberkörperbeugung und –verdrehung bei Schmerzpatienten festgestellt werden (Kim et al., 2010). Im Vergleich zwischen Patienten mit akuten und chronischen Rückenschmerzen zeigten chronische Patienten eine geringere Stabilität der lumbalen Wirbelsäule (Nakipoğlu et al., 2008). *Popa et. al.* (2007) konnten nachweisen, dass Schmerzpatienten beim aufrechten Stehen andere Strategien zur Erhaltung ihrer Stabilität benutzen. Sie schlussfolgerten, dass dies durch ein geringeres inneres Bewegungsempfinden und eine abgeschwächte Sensorik bedingt sein könnte.

Im Gegensatz dazu konnten Vogt. et. al. (2001) während des Laufens auf dem Laufband, keine Unterschiede in den Bewegungsmustern von Becken und Brustkorb zwischen Gesunden und Rückenschmerzpatienten feststellen. Lediglich die Varianz der Bewegungen in allen Bewegungsrichtungen von Schritt zu Schritt war bei den Schmerzpatienten signifikant größer. Auch Larivière et.al. (2002) konnten keine Unterschiede in äußerlichen Bewegungsvariablen, wie den Winkeln von Beinen und Rumpf nachweisen, obwohl die paraspinale Muskulatur bei Rückenschmerzpatienten unterschiedlich aktiviert wurde.

1.3 Hypothesen

Ein Großteil der in der Literatur auffindbaren Studien beschäftigt sich mit der Muskelaktivität in Reaktion auf externe Störungen (siehe oben) und zieht Vergleiche zwischen Patienten mit Rückenschmerzen und gesunden Kontrollgruppen. Bezüglich des Rückens wird der Fokus häufig auf den Rücken allein gelegt (Radebold et al., 2000a, Marras and Granata, 1997, Hodges et al., 2001a). Die Untersuchungen im Kompetenzzentrum für Interdisziplinäre Prävention) hingegen orientieren sich an einer ganzkörperlichen Belastungsreaktion, wie sie auch im Alltag z.B. beim Heben einer Einkaufstasche vorkommen. Äußere Kräfte müssen durch innere Kräfte kompensiert werden. Um mit möglichst geringem Krafteinsatz die Stabilität aufrecht zu erhalten, reicht es z.B. in manchen Fällen den Körperschwerpunkt zu verschieben, was wiederum äußerlich im ganzen Körper sichtbar sein sollte. Es stellt sich somit Hypothese H_1 :

H_1 : *In Folge von vertikalen, lateral am Arm wirkenden Zugkräften kommt es zu einer äußerlich messbaren (Kinematik, Dynamik) Belastungsreaktion im ganzen Körper.*

Bereits im Jahre 1987 zeigten Kirby et. al., dass die Positionierung der Füße einen entscheidenden Einfluss auf die Schwankungen des Körperschwerpunktes hat (Kirby et al., 1987). Es ist daher zu erwarten, dass die Fußpositionierung auch eine veränderte Belastungsreaktion bedingt. Ebenso kann erwartet werden, dass ein großer kräftiger Mann anders auf dieselbe Belastung reagiert wie ein kleiner schwacher Mann. Aus diesen Gründen kann Hypothese H_2 aufgestellt werden:

H₂: *Die Belastungsreaktion in ihrer Ausprägung ist abhängig von der Standbreite der Versuchspersonen bzw. von den Körperproportionen der jeweiligen Versuchsperson.*

Verschiedene Studien haben gezeigt, dass Frauen bei gleichen Belastungen andere Muster oder Amplituden der Muskelaktivierung zeigen als Männer (Granata et al., 2002b, Granata et al., 2002a, Gombatto et al., 2006, Moorhouse and Granata, 2005, Thomas et al., 1999). Aber auch die im Vergleich zu Männern veränderten Kraftverhältnisse bei Frauen (Miller et al., 1993), führen zu Hypothese H₃:

H₃: *Die Belastungsreaktion ist abhängig vom Geschlecht der jeweiligen Versuchsperson.*

Aufgrund der oben dargestellten, nicht eindeutigen Lage zur Ursachenfindung von chronisch unspezifischen Rückenschmerzen orientierten sich die Erwartungen an die in dieser Arbeit durchgeführten Experimente bzw. die aufgetretenen Fragestellungen an bisherigen Ergebnissen aus dem Forschungsprojekt des KIP. In den vergangenen Jahren wurden im Störversuch bereits einige Erkenntnisse erbracht. Dr. Puta zeigte, dass Patienten in Reaktion auf externe an der Hand der Probanden applizierte Störungen signifikant längere Reaktionszeiten der kontralateralen Rumpfmuskulatur und der ipsilateralen Beinmuskulatur, der Muskulatur, welche für die Eingrenzung der Reaktionsbewegung benötigt wird, aufwiesen. Zudem zeigten Patienten eine Ko-Aktivierung der antagonistischen Muskulatur. Aufgrund der verspäteten Reflexe der Schmerzpatienten wird Hypothese H₄ aufgestellt:

H₄: *Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen zeigen größere Bewegungsamplituden in Reaktion auf plötzliche ventral am Arm applizierte Störungen.*

Durch der sich im Laufe der Auswertung festgestellten Ergebnisse wurde noch eine weitere Hypothese H₅ aufgestellt:

H₅: *Anhand der Kombination von verschiedenen Bewegungsparametern der Versuchspersonen in Reaktion auf plötzlich ventral am Arm applizierte Störungen kann eine Einteilung der Versuchspersonen in die Gruppe der Patienten oder der Kontrollgruppe vorgenommen werden.*

2 Methoden

2.1 Versuchsaufbau

Ziel dieses Experimentes war die Untersuchung der kinetischen Reaktionen des menschlichen Körpers auf vertikale am Arm wirkende Zugkräfte. Hierzu wurde ein Versuch, ähnlich denen von Tjuljumbow (2003) und meiner Diplomarbeit (Koch, 2007) durchgeführt. Im Vergleich zu meiner Diplomarbeit (Koch, 2007) wurde lediglich das Markersetup der applizierten infrarotlichtreflektierenden Marker verändert. Hinzu kamen noch einige kleine Veränderungen des Versuchsablaufes, um weiteren Fragestellungen auf den Grund zu gehen.

Während der Versuche stand der Proband in aufrechter Stellung neben einem Störgerät, mit den Füßen auf jeweils einer auf der Bodenplatte des Störgeräts angebrachten Kraftmessplatte und hielt einen Griff fest in seiner Hand. Dieser Griff war über ein Seil, mit dem Motor im Störgerät verbunden. Über diesen Motor wurden verschiedene Drehmomente erzeugt, welche sich über die Konstruktion in Form von Zugkräften am Arm des Probanden äußerten (vgl. Abbildung 1). Zur Aufzeichnung der kinetischen Reaktionen des Probanden auf diese Zugkräfte wurden verschiedene Messsysteme eingesetzt. Zur Aufzeichnung der kinematischen Daten wurden um das Störgerät, in ausreichender Entfernung sechs im Kreis angeordnete Infrarotlichtkameras der Firma Qualisys angebracht. Die Messung der Bodenreaktionskräfte erfolgte über zwei Kraftmessplatten der Firma Kistler Instrumente AG und die Aufzeichnung der Zugkräfte an der Hand des Probanden bzw. im Seil, erfolgte über einen im Seil angebrachten Kraftaufnehmer der Firma biovision.

Auf die genauen Spezifikationen dieser Messgeräte soll im Abschnitt 2.4 genauer eingegangen werden.

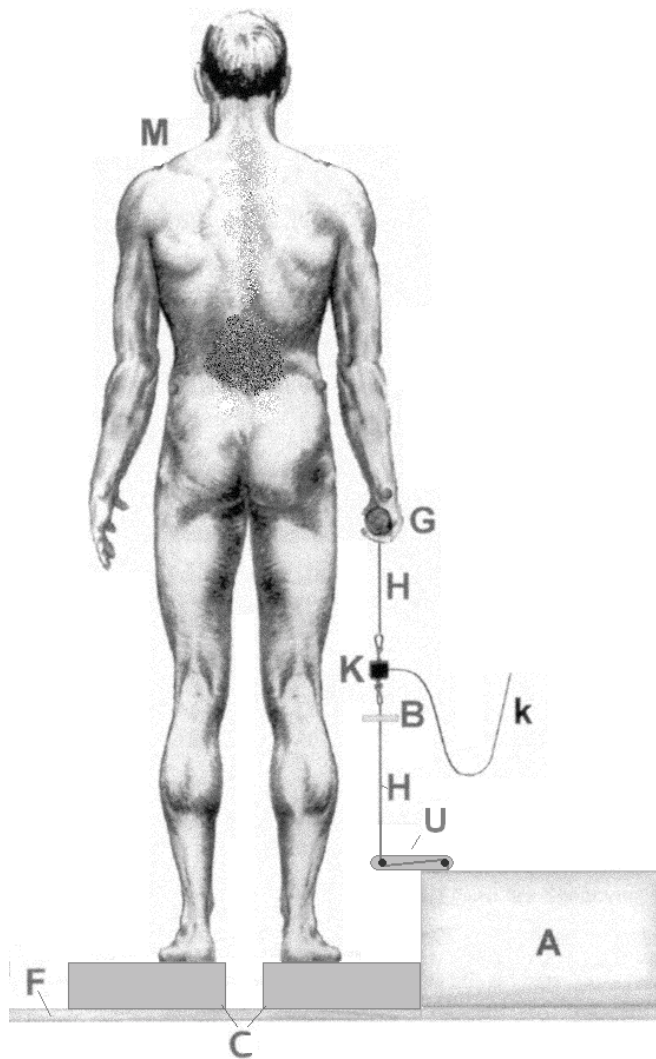


Abbildung 1 Darstellung des Probanden neben dem Störgerät (Tjuljumbow, 2003, modifiziert nach Koch, 2007)

A – Störgerät mit Motor, B – Aufschlagschutz, C – Kraftmessplatten, F – Grundplatte, G – Griff, H – Verbindungsschnur (HMA-Seil), K – Kraftsensor, M – Proband, U – Umlenkhebel, k – Datenkabel vom Kraftsensor zum Messcomputer

2.1.1 Störgerät

Wie in meiner Diplomarbeit (Koch, 2007) wurde in dieser Untersuchung das von Andre Tjuljumbow und Prof. Dr. Heiko Wagner konstruierte Störgerät mit einer leichten Modifikation genutzt.

2.1.2 Applizierte Störungen

In einem sogenannten „Störversuch“, welcher jeweils 35 s dauerte, wurden jeweils sechs unterschiedliche Störungen bzw. Drehmomente vom Motor erzeugt. Die Abfolge dieser Drehmomente war randomisiert, d.h. zufällig und konnte vom

Versuchsleiter nicht beeinflusst werden. Exemplarisch ist in Abbildung 2 eine solche Abfolge verschiedener Störungen dargestellt.

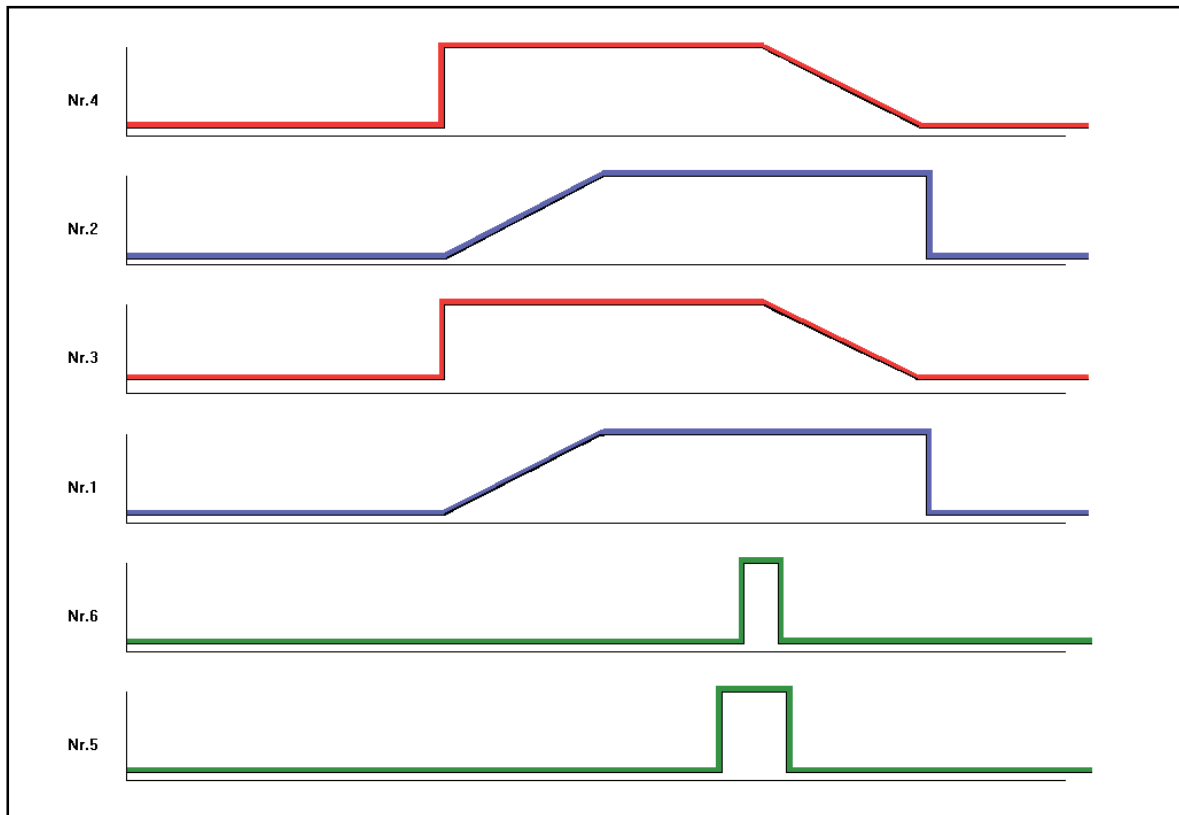


Abbildung 2 Darstellung der vom Motor erzeugten Drehmomente

Die Abbildung zeigt exemplarisch den Verlauf der erzeugten Kräfte oder Drehmomente für die einzelnen Störungstypen. Rot – Belastungsstörung, Blau – Entlastungsstörung, Grün – Stoßartige Störung; Von oben nach unten: Rampe 4, Rampe 2, Rampe 3, Rampe 1, Rampe 6, Rampe 5

Generell lassen sich bei den erzeugten Drehmomenten 3 verschiedenartige Typen von Störungen unterscheiden.

2.1.2.1 Störungen durch plötzliche Entlastung (Rampe 1 und Rampe 2)

Eine Störung durch eine plötzliche Entlastung ist dadurch gekennzeichnet, dass sich zunächst stetig ein Drehmoment, bzw. eine Zugkraft am Arm des Probanden innerhalb einer Sekunde aufbaut. Das erreichte Niveau wird dann für einen Zeitraum von zwei Sekunden gehalten. Anschließend erfolgt ein plötzliches Abfallen des Drehmomentes auf den Ausgangswert.

Anhand der Höhe ihrer maximalen Last lassen sich zwei verschiedene Entlastungsstörungen unterscheiden. Bei „Rampe 1“ wird eine maximale Last von 15 kg und bei „Rampe 2“ eine Last von 20 kg am Arm des Probanden erzeugt.

2.1.2.2 Störungen durch plötzliche Belastung (Rampe 3 und Rampe 4)

Störungen durch eine plötzliche Belastung sind gekennzeichnet durch ein sprunghaftes Ansteigen des vom Motor erzeugten Drehmomentes. Das aufgebaute Drehmoment wird anschließend über einen Zeitraum von zwei Sekunden gehalten und sinkt dann stetig innerhalb von einer Sekunde wieder auf sein Ausgangsniveau.

Wie bei Störungen durch plötzliche Entlastung, lassen sich anhand der maximal erzielten Last ebenfalls zwei Störungen unterscheiden. „Rampe 3“ belastet den Arm des Probanden mit 10 kg, „Rampe 4“ hingegen mit 15 kg.

2.1.2.3 Stoßartige Störungen (Rampe 5 und Rampe 6)

Diese Störungsart ist durch ein plötzliches Anliegen eines hohen Drehmomentes gekennzeichnet, welches ebenso nach relativ kurzer Zeit wieder plötzlich auf sein Ausgangsniveau abfällt.

Ebenfalls lassen sich bei dieser Störungsart zwei Störungen unterscheiden. Die Höhe der anliegenden Last ist jedoch bei beiden mit 15 kg identisch. Der Unterschied besteht in der Dauer des anliegenden Drehmomentes. Bei „Rampe 5“ liegt das maximale Drehmoment 200 ms an, bei „Rampe 6“ hingegen nur 100 ms.

2.2 Versuchsablauf

Die Untersuchungen dieser Doktorarbeit erfolgten generell zu zwei unterschiedlichen Gegebenheiten.

Zunächst erfolgte eine Messung einer Kontrollgruppe von Studenten. Diese erfolgte ohne feste Einbindung in eine Forschungsgruppe und wurden in den Räumlichkeiten des Instituts für Sportwissenschaft der Friedrich-Schiller Universität Jena, d.h. im Labor der Bewegungswissenschaft durchgeführt. Ebenso die Messung der den Schmerzpatienten altersentsprechenden Kontrollgruppe.

Die Untersuchung der Schmerzpatienten war eingebettet in ein größeres Untersuchungssetup des Kompetenzzentrums für Interdisziplinäre Prävention (KIP), welche im Motoriklabor des Universitätsklinikums Jena stattfanden. Dabei waren verschiedenste Forschungsgruppen beteiligt, diese Versuche werden deshalb auch folgend als „Gemeinschaftsversuch“ bezeichnet.

2.2.1 Untersuchung der Kontrollgruppe

Die Untersuchung der Kontrollgruppe fand wie bereits erwähnt, im Labor der Bewegungswissenschaft des Instituts für Sportwissenschaft statt. Hierzu wurden aufgrund verschiedener Fragestellungen, auch weiterer Diplomarbeiten, verschiedene Versuche mit den Probanden durchgeführt. Generell lassen sich drei unterschiedliche Versuche herausstellen. Zunächst wurden Untersuchungen zum Stehen in Ruhe bei verschiedenen Gegebenheiten (unterschiedliche Standbreite und offene oder geschlossene Augen) durchgeführt. Anschließend erfolgte der eigentliche Störversuch (vgl. 2.1 Versuchsaufbau). Zum Schluss absolvierten die Probanden eine leichte Abwandlung des Störversuchs, wobei es sich um Versuche mit unterschiedlicher Standbreite und unterschiedlichen visuellen Bedingungen (offenen und geschlossenen Augen) handelte. Die Störungen wurden lediglich auf einer Körperseite appliziert (nach Händigkeit).

Nach Eintreffen der Probanden erfolgte zunächst die mündliche Aufklärung des Probanden über den Versuchsablauf. Eventuell auftreten Fragen wurden mit aller Sorgfalt beantwortet. Anschließend musste jeder Proband zunächst einen Fragebogen zu seiner Person ausfüllen und eine Einverständniserklärung zur Teilnahme am Versuch unterschreiben. Im weiteren Ablauf mussten sich die Probanden bis auf die Unterwäsche entkleiden und es wurden mithilfe von Bandmaß und Kaliper, die in Tabelle 8 dargestellten anthropometrischen Daten erfasst. Im Folgenden wurde der Proband mit infrarotlichtreflektierenden Markern (vgl. 2.4.1.1) beklebt und die bereits erwähnten unterschiedlichen Versuche nacheinander durchgeführt.

2.2.1.1 Versuche zum ruhigen Stehen

Da dieses Experiment nur Teil der Versuchsreihe war und die Ergebnisse auch nicht Teil dieser Doktorarbeit sind, sollen der Ablauf dieser Untersuchung nur kurz angerissen werden.

Während eines Messzeitraums von 70 s sollten die Probanden möglichst versuchen neben dem Störgerät, mit jeweils einem Fuß auf einer Kraftmessplatte, ruhig zu stehen. Es wurden insgesamt acht Versuche durchgeführt. Dabei wurden jeweils zwei Versuche mit folgender Kombination von Standbreite und offenen oder geschlossenen Augen durchgeführt:

- breite Fußstellung und offene Augen
- breite Fußstellung und geschlossene Augen
- schmale Fußstellung und offene Augen
- schmale Fußstellung und geschlossene Augen

Die Reihenfolge der Versuche mit diesen Kombinationen wurde vorher ausgewürfelt und somit bei jedem Proband randomisiert durchgeführt. Zwischen den Versuchen erfolgte jeweils eine Pause von ca. einer Minute Länge, in welcher sich die Probanden zur Lockerung etwas bewegen durften.

Nach Beendigung dieser Versuchsreihe wurde eine Pause von zehn Minuten eingeschoben, um den Probanden eine kurze Regeneration zu ermöglichen.

2.2.1.2 Versuche mit lateral am Arm wirkenden Zugkräften – Störversuch

Innerhalb der nach den Standversuchen durchgeführten Pause, erfolgte eine nochmalige Aufklärung des Probanden, über die Abfolge dieses Experimentabschnittes. Es wurde auf die vorhandenen Sicherheitsvorkehrungen eingegangen und der Proband darauf hingewiesen, dass er jederzeit die Möglichkeit hätte, den Versuch abubrechen.

Nach Aufklärung und Einweisung wurde von jedem Probanden der gleiche Messablauf absolviert. Zunächst erfolgte ein „Vorversuch“ mit dem Griff in der rechten Hand. Anschließend wurden fünf Störversuche (vgl. Abschnitt 2.1) auf der rechten Körperseite, gefolgt von zwei „Ruheversuchen“ mit Griff zunächst in der rechten und anschließend der linken Hand und fünf Störversuche auf der linken Körperseite durchgeführt. Den Abschluss der Messserie bildete wiederum ein „Ruheversuch“ mit Griff in der linken Hand.

Der Vorversuch sollte den Probanden zur Gewöhnung an das Störgerät dienen. Hierzu wurde innerhalb des Messzeitraums von 35 Sekunden nur eine Störung am Arm des Probanden appliziert. Nach ca. 15 Sekunden stieg die Zugkraft am Arm des Probanden innerhalb von zwei Sekunden stetig auf ca. 15 kg an, wurde anschließend drei Sekunden gehalten und fiel dann plötzlich wieder auf ihr Ausgangsniveau ab. Den Rest des Messzeitraums wurde das anliegende Drehmoment beibehalten.

In den eigentlichen Störversuchen wurden wie in Abschnitt 2.1.2 beschrieben, sechs Störungen in randomisierter Reihenfolge am Arm des Probanden appliziert.

Beim sogenannten Ruheversuch sollte der Proband möglichst ruhig innerhalb der 35 Sekunden neben dem Störgerät stehen bleiben. Er hielt dabei den Griff in der jeweiligen Hand. Die Zugspannung am Arm des Probanden wurde dabei konstant auf einem geringen Ausgangsniveau gehalten, welches auch zwischen den Störungen im Störversuch anlag.

Nach Beendigung dieser Messserie erfolgte wiederum eine Pause von ca. zehn Minuten um dem Probanden eine kurze Zeit der Erholung zu geben.

2.2.1.3 Störversuch mit unterschiedlicher Standbreite, bzw. offenen und geschlossenen Augen

Dieser Versuchsabschnitt sollte zwei Fragestellungen dienen. Zum einen sollte beantwortet werden, ob die Standbreite einen Einfluss auf die Reaktion des Probanden auf die vertikal am Arm wirkenden Zugkräfte hat und zum anderen sollte der Einfluss des optischen Analysators auf die Störungsreaktion geklärt werden. Der Einfluss des optischen Analysators ist jedoch nicht Gegenstand dieser Arbeit.

In dieser Versuchsreihe wurden insgesamt 20 Störversuche a 35 Sekunden auf der starken Seite, d.h. der Seite der vom Probanden angegebenen Händigkeit, hintereinander durchgeführt. Nach jeweils fünf Störversuchen erfolgte eine Pause von drei Minuten. Wie in den Standversuchen auch, erfolgte die Störungsapplikation bei vier verschiedenen Gegebenheiten:

- Breiter Stand und Augen geöffnet - „bo“
- Breiter Stand und Augen geschlossen - „bc“
- Schmäler Stand und Augen geöffnet - „so“
- Schmäler Stand und Augen geschlossen - „sc“

Die Reihenfolge der Versuche wurde vor den Versuchen zufällig ausgewürfelt um Lerneffekte bei der späteren Ergebnisauswertung ausschließen zu können.

Bei den Versuchen mit geschlossenen Augen musste der Proband eine mit schwarzem Klebeband abgedunkelte Schwimmbrille tragen. Somit konnten bei allen Probanden gleiche Bedingungen bezüglich des optischen Analysators geschaffen werden.

Der schmale Stand wurde bei allen Probanden in gleicher Weise hergestellt, indem vor jedem Versuch ein zwei Zentimeter dickes Holzbrett zwischen die Füße des Probanden geschoben wurde. Dieser musste mit der medialen Seite seiner Knöchel bis an das Holzbrett herantreten. Anschließend wurde das Holzbrett vor der Versuchsdurchführung entfernt. Um aufgrund der unterschiedlichen körperlichen Merkmale der Probanden ein möglichst gleiches Maß einer breiten Standbreite zu bekommen, wurde der Abstand der Fußinnenkanten bei jedem Probanden mit $\frac{2}{3}$ des Abstandes der Trochanter Major festgelegt. Dieser Abstand wurde mit einem Stift auf den Kraftmessplatten markiert und musste bei den entsprechenden Versuchen von den Probanden mit den Innenseiten der Füße eingenommen werden.

2.2.2 Untersuchung der Schmerzpatienten

Die Untersuchung der Patienten mit chronisch unspezifischem Rückenschmerz wurde im Rahmen des Gemeinschaftsversuches des Kompetenzzentrums für Interdisziplinäre Prävention durchgeführt.

Vor den eigentlichen Experimenten erhielten die Patienten zunächst eine MRT-Untersuchung der lumbalen Wirbelsäule. Anschließend wurden sie in das Motoriklabor begleitet und musste einen Fragebogen bzw. eine Einverständniserklärung zur Teilnahme am Versuch unterschreiben. Im Weiteren folgte eine Funktionsuntersuchung des Patienten durch den beteiligten Arzt.

Zur Messung der Aktivität bestimmter Muskeln durch das Verfahren der Oberflächen-Elektromyographie (O-EMG) wurde der Patient anschließend mit Oberflächen-Elektroden der Firma Biovision beklebt. Im speziellen handelt es sich hierbei um folgende Muskeln:

- M. rectus abdominis
- M. obliquus internus
- M. obliquus externus
- M. latissimus dorsi
- M. gluteus medius
- M. biceps femoris
- M. rectus femoris
- M. vastus medialis

- M. tibialis anterior
- M. gastrocnemius medialis

Die Lokalisation der genannten Muskeln, bzw. das Bekleben mit den Oberflächenelektroden, wurde nach den Standards für die Hautvorbereitung und Elektrodenapplikation der Projektgruppe SENIAM durch das Untersuchungsteam durchgeführt.

Nach dem Anbringen aller Elektroden erfolgten das Anbringen der Messverstärker und die Applikation, der für das Kamerasystem notwendigen reflektierenden Marker.

Nach Abschluss aller Vorbereitungen wurden 4 Teilversuche durchgeführt:

- Gehen auf dem Laufband bei verschiedenen Geschwindigkeiten
- Versuche zum Schwingen eines „Propriomeds®“
- Störversuche mit dem Störgerät (vgl. Abschnitt 2.2.1.2)
- Statische Kraftversuche am „Centauer®“

In dieser Doktorarbeit wurden nur die Kinematik und die Dynamik der Störversuche mit dem Störgerät ausgewertet. Die Auswertung der anderen erwähnten Versuche erfolgt durch die am KIP beteiligten Forschungsgruppen. Die Störversuche wurden dabei analog den in Abschnitt 2.2.1.2 beschriebenen Störversuchen, durchgeführt.

Nach Abschluss der genannten Versuche mussten die Patienten weitere Fragebögen ausfüllen und je nach zeitlichen Gegebenheiten noch ein Interview mit einer Psychologin, eine Messung zur Schmerzempfindlichkeit und eine MRT-Messung zur Schmerzverarbeitung im Gehirn absolvieren.

2.2.3 Untersuchung der Altersgruppe

Die Untersuchung der Altersgruppe erfolgte analog den Untersuchungen der Kontrollgruppe von Studenten. Hierbei wurde lediglich der Störversuch an sich durchgeführt. Auf die Experimente zum Stehen in Ruhe mit offenen und geschlossenen Augen, bzw. der Störversuche bei unterschiedlicher Standbreite bzw. offenen und geschlossenen Augen, wurde verzichtet.

2.3 Probanden

Für die Untersuchung der in Abschnitt 1 gestellten Hypothesen wurden in dieser Doktorarbeit nacheinander, wie oben beschrieben, mehrere Gruppen von Probanden

systematisch untersucht. Zum einen erfolgte zunächst die Untersuchung einer Kontrollgruppe von Studenten, um einen schnellen Überblick über die kinetischen Reaktionen auf lateral am Arm wirkende vertikale Kräfte zu bekommen. Als weiterer Schritt, wurden im Rahmen des vom Kompetenzzentrum für Interdisziplinäre Prävention (KIP) durchgeführten Gemeinschaftsversuchs, sowohl weibliche als auch männliche Patienten mit chronisch unspezifischem Rückenschmerz untersucht. Diese Gruppe sollte mit der gesunden Kontrollgruppe bezüglich ihrer kinetischen Reaktionen verglichen werden.

Da die sich Altersspanne der Kontrollgruppe der Sportstudenten deutlich von denen der Schmerzpatienten unterschied, wurden zusätzlich noch Untersuchungen mit älteren Kontrollpersonen durchgeführt.

Auf die Besonderheiten der einzelnen untersuchten Gruppen von Probanden soll im Folgenden genauer eingegangen werden.

2.3.1 Kontrollgruppe

Die Untersuchung der Kontrollgruppe stand am Anfang dieser Doktorarbeit und sollte einem schnellen Überblick der kinetischen Reaktionen des gesamten Körpers auf vertikal am Arm wirkende Störungen dienen.

Bei den Probanden handelte es sich um insgesamt 42 Personen mit einem durchschnittlichem Alter von 23,64 Jahren, einem Gewicht von 68,8 kg und einer Größe von 172 cm (Tabelle 6).

Von diesen 42 Probanden waren jeweils 21 Personen weiblichen und männlichen Geschlechts. Über einen Fragebogen wurden zusätzlich verschiedene Informationen der Probanden erfasst. So zeigte sich, dass 37 Personen Rechts- und 5 Personen Linkshänder waren. 16 von 42 Probanden betrieben Krafttraining, wobei die Häufigkeit pro Woche zwischen null und sechs Einheiten lag. Die Frage nach dem Auftreten von chronischen Rückenschmerzen beantworteten 41 Probanden mit Nein. Lediglich eine Probandin klagte über Rückenschmerzen. Sie galt als Ausnahmefall, da sie ehemalige Leistungsturnerin war und angab mittels gezielten Krafttrainings, die Schmerzen in den Griff zu bekommen und zum Zeitpunkt der Messung über mehrere Monate schmerzfrei war. Sie wurde deshalb mit zur Kontrollgruppe gezählt. Ebenfalls wurde nach der regelmäßigen Einnahme von Medikamenten gefragt. Diese

Frage wurde von drei Probanden mit „Ja“ beantwortet. Die eingenommenen Medikamente hatten allerdings keinen Einfluss auf die Bewegungsreaktion.

Von 42 Probanden gaben des Weiteren 29 Personen an, früher orthopädische Verletzungen gehabt zu haben. Hierbei handelte es sich um Verletzungen an Fuß, Knie, Schulter, Hand und Wirbelsäule. Diese Verletzungen waren allerdings zum Zeitpunkt der Untersuchung hinreichend behandelt, bzw. längst auskuriert und wurden vom Versuchsleiter als nicht mehr störend eingestuft. Personen mit noch aktuellen Verletzungen oder Schmerzen wurden nicht in die Probandengruppe mit aufgenommen und abgewiesen (vgl. Tabelle 7).

Weiterhin wurden vom Versuchsleiter und Mitarbeitern auf dem Protokoll der Messung anthropometrische Daten der Probanden erfasst. Eine Übersicht über die erfassten Daten ist dabei in Tabelle 8 gegeben. Alle erfassten Parameter konnten als normalverteilt eingestuft werden.

Im Vergleich zwischen Männern und Frauen konnten anhand der erfassten anthropometrischen Daten typische geschlechtsspezifische Unterschiede festgestellt werden (Tabelle 9). Lediglich in den Abständen der Spina Iliaca Posterior Superior der Spina Iliaca Anterior Superior, der Trochanter Major, der Länge des Halses und des Umfangs von Ober- und Unterschenkel konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden (Tabelle 10).

2.3.2 Patienten

Bei den untersuchten Patienten handelte es sich um Patienten mit chronisch unspezifischem Rückenschmerz. Diese wurden über verschiedene Medien (Zeitung, Radio, etc.) oder über mündliche Werbung für die Untersuchung gewonnen. In Rücksprache mit den potentiellen Interessenten wurden diese nach bestimmten Merkmalen ihrer Krankheit befragt, um so eine das Krankheitsbild betreffende homogene Versuchsgruppe zu bekommen. Folgende Kriterien musste dabei erfüllt werden (Einschlusskriterien):

- Persistierender chronischer Rückenschmerz mit mehr als drei Monaten Dauer, der in Intensität und Ausprägung variiert, jedoch kein symptomfreies Intervall aufweist

- Lokalisierter lumbaler und paralumbaler Schmerz (LWS, lumbosacraler Übergang, SIG, paravertebrale lumbale Muskulatur) ohne Ausstrahlung in den Oberschenkel
- Alter zwischen 20 und 55 Jahren

Allerdings bestanden auch *Ausschlusskriterien*, bei deren Vorhandensein keine Messung mit den Patienten durchgeführt werden konnte:

- Radikuläre Symptomatik
- Zusätzliche Erkrankungen des Herz-Kreislauf Systems oder auch orthopädischer Erkrankungen, die gegen eine halbtägige Untersuchung sprechen (mindestens 3 h ununterbrochenes Stehen erforderlich)
- Stattgefundenen Operationen im Bereich der Wirbelsäule
- Keine dauerhafte Einnahme von Schmerzmitteln, insbesondere Medikationen die die Fahrtauglichkeit beeinträchtigen
- Herzschrittmacherträger und Personen mit nicht entfernbaren Metallteilen im Körper (wegen MRT-Untersuchung)
- Personen, die älter als 55 Jahre und jünger als 20 Jahre sind
- BMI > 25 (Patienten mit abdominal betonter Adipositas können ggf. nach individueller Entscheidung eingeschlossen werden)
- Platzangst (wegen MRT)

Insgesamt wurden mit dem Versuchsssetup innerhalb eines Zeitraums von vier Jahren neun männliche und 26 weibliche Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen im Bereich der Lendenwirbelsäule untersucht.

Die Patienten hatten dabei durchschnittlich ein Alter von 45,8 / 50,0 Jahren (m/w, Std. 10,8 / 3,8 Jahre), eine Größe von 178,3 / 166,1 cm (m/w, Std. 7,5 / 7,2 cm), ein Gewicht von 89,5 / 78,7 kg (m/w, Std. 18,7 / 6,4 kg) und einen BMI von 28,0 / 28,5 (m/w, Std. 4,2 / 1,6).

2.3.3 Altersgruppe

Bei den Probanden der Altersgruppe handelte es sich gezielt um Probanden, welche vereinzelt Personen der Schmerzgruppe in Alter, BMI, Größe und Gewicht entsprachen um später einen gepaarten Test durchführen zu können. Gemessen wurden acht Männer und zwölf Frauen mit einem Alter von 48,6 / 47,2 Jahren (m/w,

Std. 5,1 / 7,2 Jahre), einer Größe von 180,9 / 166,0 cm (m/w, Std. 4,9 / 5,2 cm), einem Gewicht von 85,2 / 64,6 kg (m/w, Std. 12,0 / 4,0 kg) und einem BMI von 26,0 / 23,5 (m/w, Std. 3,0 / 2,2).

2.3.4 Paarung von Kontrollpersonen und Schmerzpatienten

Für den Vergleich zwischen Kontrollpersonen und Rückenschmerzpatienten wurden gezielt Paare (12 weibliche und acht männliche) aus den gemessenen Probanden / Patienten anhand von Geschlecht, Alter, Größe, Gewicht und BMI gebildet, um die statistische Überprüfung paarweise durchführen zu können. Die gepaarten Differenzen betrugen:

- Alter: 0,23 Jahre (Std. 5,50, $p = 0,88$)
- Größe: 0,53 cm (Std. 5,05 cm, $p = 0,70$)
- Gewicht: 1,00 kg (Std. 4,5 kg, $p = 0,44$)
- BMI: 0,17 (Std. 0,88, $p = 0,55$).

Mittels T-Test bei gepaarten Stichproben konnte kein Unterschied bezüglich dieser Parameter zwischen den Paaren festgestellt werden.

2.4 Messtechnik

Während der Experimente wurden zur Untersuchungen der kinetischen Reaktionen der Probanden auf die applizierten Störungen, verschiedene Messsysteme genutzt.

2.4.1 Aufzeichnung der kinematischen Daten

Die Aufzeichnung der kinematischen Daten erfolgte mittels sechs Infrarotlicht-Kameras der Firma Qualisys AB (Göteborg, Schweden). Jede dieser Kameras sendet mit einer Frequenz von 240 Hz Infrarotlicht aus, welches von reflektierenden Markern zurückgestrahlt wird. Über eine vor der Messung durchgeführte Kalibrierung des Versuchsraums, kann die Position der Marker im Raum ermittelt werden. Dies erfolgte mittels der Software Qualisys Track Manager, Version 2.1 (build 421).

Die Einstellung der Kameras und die Kalibrierung des Messraums wurden mit höchstmöglicher Sorgfalt durchgeführt, so dass der Messfehler bei den einzelnen Messungen bei ca. 0,7 mm lag. Der Versuchsraum war während der Messung und der Kalibrierung verdunkelt, um Messfehler durch einstrahlendes Sonnenlicht zu

verhindern. Ebenso wurde mögliche reflektierende Stellen an Geräten oder am Boden mit nichtreflektierendem Material überklebt oder abgedeckt.

2.4.1.1 Markerapplikation

Die Applikation der reflektierenden Marker erfolgte jeweils vor der Messung möglichst direkt auf der Haut der Probanden an folgenden Körperstellen:

- Kopf (ventral, dorsal, ipsilateral, kontralateral)
- Acromion
- Processus Spinosus der Wirbelkörper C7, C5, B2, B4, B6, B8, B10, B12, L2, L4
- Olecranon
- Processus styloideus ulnae
- Spina Iliaca Anterior Superior
- Spina Iliaca Posterior Superior
- Trochanter Major
- Articulatio genus lateral
- Malleolus lateralis
- Caput metatarsale V

Im Gemeinschaftsversuch des KIP musste aufgrund der zusätzlichen EMG-Applikation auf das Anbringen der Marker an den Wirbelkörpern C5, B2, B4, B6, B8, und B10 verzichtet werden.

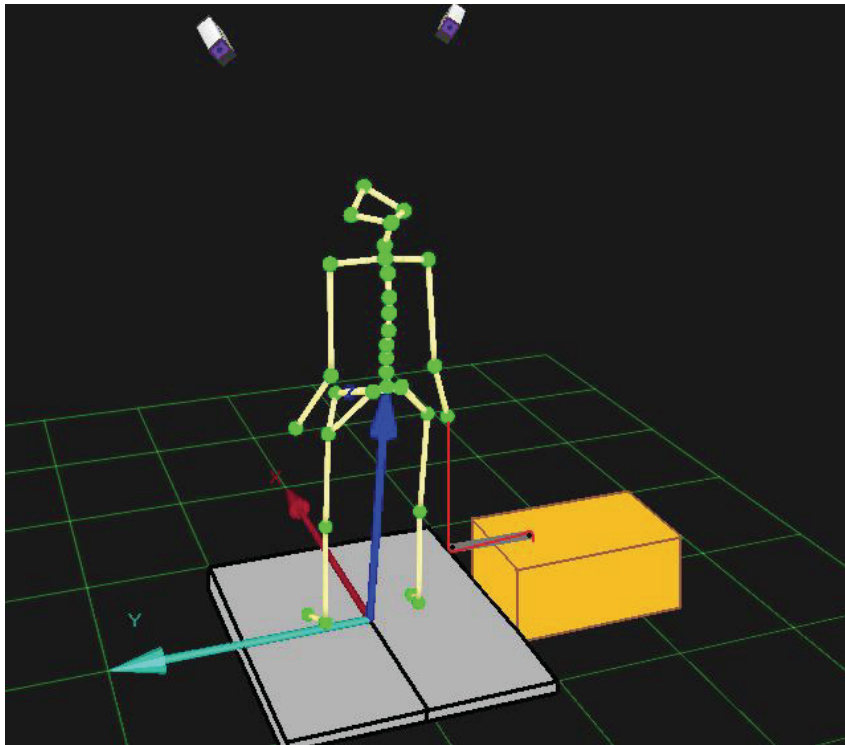


Abbildung 3 *Darstellung des Probanden mit den applizierten Qualisysmarkern*

Die Abbildung zeigt symbolisch den Probanden neben dem Störgerät mit den applizierten Markern. Grün – Qualisys-Marker, grau – Kraftmessplatten, gelb – Störgerät, Grafik exportiert aus Qualisys-Track-Manager

Bei den eingesetzten Markern handelte es sich um Marker der Größe zwanzig Millimeter.

2.4.2 Aufzeichnung der Bodenreaktionskräfte

Die Messung der Bodenreaktionskräfte wurden während der Versuche mittels zwei Kraftmessplatten (Typ 9281B) der Firma Kistler Instrumente AG, mit einer Messfrequenz von 2000 Hz erfasst. Dies Kraftmessplatten waren jeweils mit einem 8-Kanal-Ladungsverstärker (Typ 9865 E) verbunden. Über einen A/D-Wandler erfolgte die Datenübertragung an den Messrechner (Vgl. Abbildung 4).

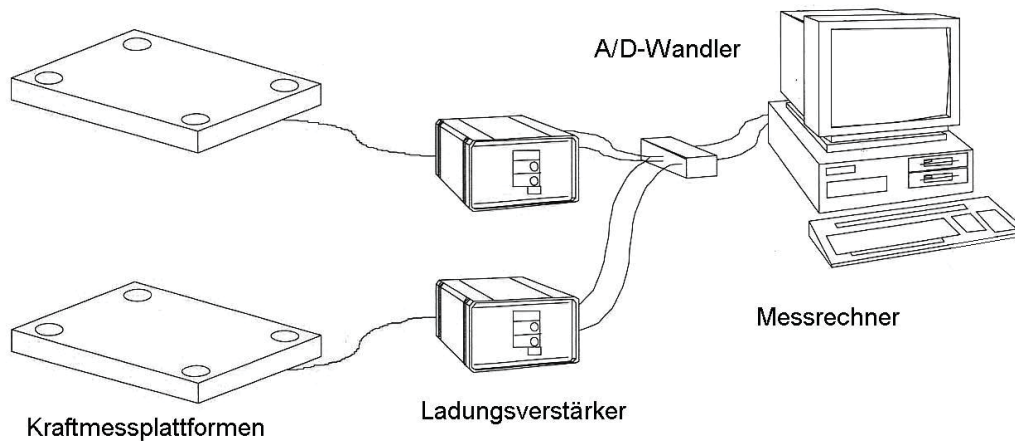


Abbildung 4 Darstellung des Kistler-Messsystems

Die Abbildung zeigt den systematischen Aufbau des Systems zur Messung der Bodenreaktionskräfte.

2.4.2.1 Software zur Erfassung der Bodenreaktionskräfte

Die Aufzeichnung und Auswertung der Bodenreaktionskräfte erfolgte mit der Software „Bioware (Version 3.21 - 7598)“. Die eigentlich mit 2000 Hz erfassten Bodenreaktionskräfte werden zunächst in Dat-Dateien gespeichert. Aufgrund nicht erklärbarer Gründe, besitzen die Messdaten eine Messfrequenz von 2043 Hz. Mit der Software musste zunächst ein „Resample“ der Daten auf 2000 Hz erfolgen, bevor die Dateien als Txt-Dateien exportiert werden konnten.

2.4.3 Aufzeichnung der Zugkräfte an der Hand

Die Aufzeichnung der Zugkräfte an der Hand erfolgte mit einem Kraftsensor (Typ ML MZ 2000N 43) der Firma biovision mit einer Messfrequenz von 1000 Hz. Die Aufzeichnung der Messdaten des Kraftsensors erfolgte mit der Software „PLab“ bzw. „Watisa“.

2.4.4 Koordinatensystem

Die einzelnen Messsysteme besitzen entsprechend Koordinatensysteme, welche je nach Aufbau des einzelnen Systems, im Raum liegen. Die Lage der einzelnen Koordinatensysteme ist in Abbildung 5 dargestellt. In der Ergebnisauswertung wurde die unterschiedliche Lage der Messsysteme Qualisys und Kistler berücksichtigt. Die Daten der Bodenreaktionskräfte wurden im Programm der Ergebnisauswertung so ausgelesen, dass die Bodenreaktionskräfte in X-Richtung den kinematischen Daten

in Y-Richtung (also in sagittaler Bewegungsrichtung des Probanden) entsprechen. Für die Daten in transversaler Bewegungsrichtung wurde dies ebenso berücksichtigt.

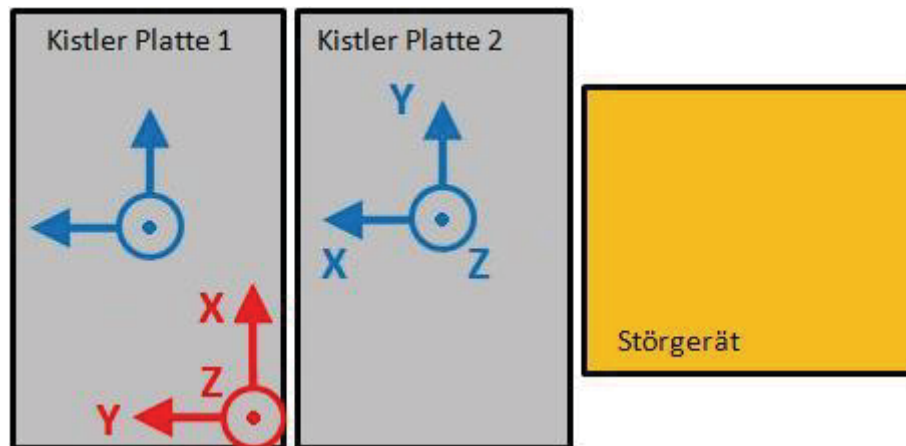


Abbildung 5 Lage der Koordinatensysteme der einzelnen Messsysteme

Gelb – Gerät zur Störungsapplikation, Grau – Kraftmessplatten Kistler, Blau – Koordinatensystem der Kraftmessplatten, Rot – Koordinatensystem des Infrarotlichtkamarasystems Qualisys

2.4.5 Synchronisation der Messsysteme

Die Synchronisation der Messsysteme erfolgte über das System Kistler, d.h. der Kraftmessplatten. Über einen BNC-Ausgang am A/D-Wandler der Kraftmessplatten wurde mit dem Starten der Messung der Bodenreaktionskräfte ein positives 5V-Signal erzeugt (Rechteckflanke bis Messungsende). Das Qualisys-System bzw. der Messrechner des Kraftsensors der Hand waren über ein Kabel mit dem BNC-Ausgang verbunden. Die Aufzeichnung der Kinematischen Daten startete dementsprechend mit Beginn der Messung der Bodenreaktionskräfte (Startsignal = externer Trigger). Die Messung der Zugkräfte musste vor Beginn der Messung der Bodenreaktionskräfte erfolgen um das Trigger-Signal, gemessen in einem extra Kanal, zu erfassen. Bei der Auswertung wurden die Daten der Zugkräfte an der Hand entsprechend gekürzt.

2.5 Datenauswertung

Die Datenauswertung erfolgte zunächst mit den oben beschriebenen Programmen der genutzten Messsysteme. Die Messdaten wurden in Txt-Dateien, Dat-Dateien und TSV-Dateien umgewandelt.

Diese Dateien wurden anschließend mit dem Programm Matlab Version 7.6.0.324 (R2008a) der Firma MathWorks Inc. für jeden Probanden zusammengeführt und ausgewertet. Die Auswertung erfolgte mit Hilfe eigens erstellter Programme.

Die statistische Auswertung erfolgte zum Teil mit Matlab (R2008a) und mit der Software SPSS für Windows (Version 11.5.1) der Firma LEAD Technologies Inc..

2.5.1 Matlabprogramme

Die Beschreibung aller zur Auswertung genutzten Programme, würde den Rahmen dieser Arbeit überschreiten. Deshalb soll an dieser Stelle nur eine Übersicht über die Abfolge der Datenauswertung mit Matlab gegeben werden.

Als erster Schritt wurden die Messdaten jedes Probanden für die entsprechenden Versuche in einem Ordner gesammelt und den Messprotokollen entsprechend geordnet. Die Messdaten der drei Messsysteme wurden mittels Matlab eingelesen und auf eine gemeinsame Frequenz von 500Hz interpoliert. Anschließend wurden die Daten der Kinematik und der Bodenreaktionskräfte anhand der im Kraftsensor gemessenen Zugkräfte im Seil für die einzelnen Störungstypen geteilt, geordnet und separat abgelegt. D.h. aus jeder Datei wurden sechs, den Störungstypen entsprechenden, Datensätze angelegt.

Als weitere Schritte erfolgten die Berechnung der Relativwerte der Marker- und Kraftverläufe, bezogen auf den Anfangswert vor Störungsbeginn, die Berechnung der Winkel in den einzelnen Körpersegmenten, das Auslesen bestimmter Körperproportionen, das Zusammenfassen der Verläufe je nach Gruppen (männlich / weiblich, Schmerz / Gesund, etc.), das Auslesen der Extrema und Bewegungsamplituden, das Löschen fehlerhafter Daten, das Normieren der Daten auf die Körperproportionen mittels einfacher und multipler Regression und auch die graphische Ergebnisdarstellung, sowie teilweise die statistische Auswertung.

Zur Orientierung soll an dieser Stelle die Zahl der untersuchten Variablen genannt werden. Für jeden Probanden, oder alle Probanden als Mittelwert wurden für einen Störungstyp ca. 120 Variablen erfasst ($35 \text{ Marker} * 3 \text{ Bewegungsrichtungen} + \text{rotatorische Variablen} + \text{Kräfte}$). Untersucht man alle sechs Störungstypen multipliziert sich diese Zahl mal sechs. Berechnet man aus den untersuchten zeitlichen Verläufen Minima, Maxima und Amplituden multipliziert man diese

wiederum mit dem Faktor drei. Man erreicht somit schnell eine Anzahl von ca. 2000 möglichen Variablen.

2.5.2 Untersuchte Variablen

Innerhalb dieser Arbeit wurden verschiedene Variablen untersucht, welche sich durch die Fragestellung und Hypothesen dieser Arbeit ergaben. Zum einen waren dies translatorische Variablen, welche durch die geklebten Qualisys-Marker am Körper der Probanden gemessen wurden und zum anderen rotatorische Variablen, d.h. Winkel in bestimmten Körpersegmenten, welche letztendlich auch durch die geklebten Qualisys-Marker gemessen wurden, aber noch in verschiedenen Matlab-Programmen berechnet werden mussten. Außerdem wurden horizontale und vertikale Bodenreaktionskräfte ausgewertet, welche mittels Kraftmessplatten erfasst wurden. Die Aufzeichnung der Zugkräfte an der Hand diente nur zur Lokalisation des Störungsbeginns, bzw. zur Beschreibung und Charakterisierung der applizierten Störung.

Translatorisch wurden die Bewegungen der Marker der applizierten Qualisys-Marker erfasst. Dies erfolgte mit Ausnahme der Wirbelkörper, sowohl ipsilateral (störungsnah), als auch kontralateral (störungsfern), bezogen auf die Seite der anliegenden Störung an der Hand. Die zeitlichen Verläufe wurden je nach Fragestellung auf Minimum und Maximum oder die Schwankungsamplitude (Differenz zwischen Maximum und Minimum) in den Bewegungsrichtungen der Sagittalachse (X), Transversalachse (Y) und Longitudinalachse (Z) untersucht.

Die untersuchten rotatorischen Variablen waren:

- Beckenwinkel um die Körpertiefenachse (KTA)
- Beckenwinkel um die Körperbreitenachse (KBA)
- Beckenwinkel um die Körperlängsachse (KLA)
- Schulterwinkel um die Körpertiefenachse (KTA)
- Schulterwinkel um die Körperlängsachse (KLA)
- Rumpfwinkel um die Körpertiefenachse (KTA)
- Rumpfwinkel um die Körperlängsachse (KLA)
- Kniewinkel in Sagittalebene (ipsi- und kontralateral)
- Beinwinkel in Frontalebene (ipsi- und kontralateral)

- Fußgelenkwinkel in Sagittalebene (ipsi- und kontralateral)

Ihre Berechnung erfolgte anhand der Formeln Eins bis 17.

$$Beckenwinkel_{KTA} = \arctan\left(\frac{Sips_{nahZ} - Sips_{fernZ}}{abs(Sips_{nahY} - Sips_{fernY})}\right) * \frac{180}{\pi} \quad (1)$$

$$Beckenwinkel_{KBA} = \arctan\left(\frac{Sips_{nahZ} - Sias_{nahZ}}{abs(Sias_{nahX} - Sips_{nahX})}\right) * \frac{180}{\pi} \quad (2)$$

$$Beckenwinkel_{KLA} = \arctan\left(\frac{Sips_{nahY} - Sips_{fernY}}{abs(Sips_{nahX} - Sips_{fernX})}\right) * \frac{180}{\pi} \quad (3)$$

$$Schulterwinkel_{KTA} = \arctan\left(\frac{Schulter_{nahZ} - Schulter_{fernZ}}{abs(Schulter_{nahY} - Schulter_{fernY})}\right) * \frac{180}{\pi} \quad (4)$$

$$Schulterwinkel_{KLA} = \arctan\left(\frac{Schulter_{nahY} - Schulter_{fernY}}{abs(Schulter_{nahX} - Schulter_{fernX})}\right) * \frac{180}{\pi} \quad (5)$$

$$Rumpfwinkel_{KLA} = Schulterwinkel_{KLA} - Beckenwinkel_{KLA} \quad (6)$$

$$Rumpfwinkel_{KTA} = Schulterwinkel_{KTA} - Beckenwinkel_{KTA} \quad (7)$$

$$Beinwinkel = \arctan\left(\frac{TroZ - MalZ}{TroY - MalZ}\right) * \frac{180}{\pi} \quad (8)$$

$$Kniebeckenwinkel = \arctan\left(\frac{abs(TroX - KnieX)}{TroZ - KnieZ}\right) * \frac{180}{\pi} \quad (9)$$

$$Kniefußwinkel = \arctan\left(\frac{abs(MalX - KnieX)}{KnieZ - MalZ}\right) * \frac{180}{\pi} \quad (10)$$

$$Kniewinkel = 180 - Kniebeckenwinkel - Kniefußwinkel \quad (11)$$

$$Malleoluskniewinkel = \arctan\left(\frac{abs(KnieX - MalX)}{KnieZ - MalZ}\right) * \frac{180}{\pi} \quad (12)$$

$$Malleoluszehwinkel = \arctan\left(\frac{abs(MalX - ZehX)}{MalZ - ZehZ}\right) * \frac{180}{\pi} \quad (13)$$

$$Fußgelenkwinkel = 180 - Malleoluskniewinkel - Malleoluszehwinkel \quad (14)$$

$$Ellbogenschulterwinkel = \arctan\left(\frac{abs(SchulterX - ElbX)}{SchulterZ - ElbZ}\right) * \frac{180}{\pi} \quad (15)$$

$$Ellbogenhandwinkel = \arctan\left(\frac{abs(HandX - ElbX)}{ElbZ - HandZ}\right) * \frac{180}{\pi} \quad (16)$$

$$Ellbogenwinkel = 180 - Ellbogenschulterwinkel - Ellbogenhandwinkel \quad (17)$$

2.6 Statistische Verfahren

Für die statistische Datenauswertung kamen verschiedenste Test zu Anwendung. Zunächst erfolgte eine generelle Beschreibung der Markerverläufe bei verschiedenen Störungen durch eine einfache deskriptive Statistik. Für die Berechnung der Mittelwerte (Extrema, Zeitpunkte der Extrema oder Amplituden) wurden die Mittelwerte der entsprechenden Versuche jedes einzelnen Probanden genutzt.

Der Vergleich der Bewegungsreaktionen bei unterschiedlicher Standbreite wurde gepaart durchgeführt, d.h. es wurden der breite und der schmale Stand der Probanden verglichen. Dies erfolgte mittels des gepaarten T-Tests unter vorheriger Prüfung der Testvoraussetzungen. Wurden bei manchen überprüften Variablen diese nicht erfüllt, wurde der Wilcoxon-Test zum Vergleich genutzt.

Die Überprüfung des Zusammenhangs zwischen der Bewegungsreaktion der Probanden und bestimmten Körperproportionen erfolgte mit dem Verfahren der einfachen linearen Regression. Für die Normierung der Daten wurde für jede Variable ein multiples lineares Modell gebildet, welches alle signifikant beeinflussenden Körperproportionen enthielt. Die Normierung erfolgte dabei auf einen Probanden, welcher alle mittleren Körperproportionen besaß.

Der Vergleich zwischen Männern und Frauen wurde mit den normierten Daten mit dem T-Test bei unabhängigen Stichproben, nach Überprüfung der Testvoraussetzungen durchgeführt. Variablen welche diese nicht erfüllten, wurden mit dem Mann-Whitney-U-Test überprüft.

Im Vergleich zwischen gesunden Kontrollpersonen und Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen wurden zunächst Paare gebildet, welche eine hohe Ähnlichkeit bezüglich des Alters, des Gewichts, der Größe und des BMIs besaßen um einen möglichst geringen Einfluss dieser Parameter zu gewährleisten. Der Vergleich der ebenfalls normierten Daten erfolgte aufgrund der geringen Stichprobengröße (neun männliche, 13 weibliche Paare) mit dem Wilcoxon Test jeweils separat getrennt für Männer und Frauen.

Als letzter Schritt der statistischen Auswertung wurde die Diskriminanzanalyse zum Vergleich zwischen gesunden Personen und Rückenschmerzpatienten durch Linearkombination verschiedener Variablen angewendet. Dies erfolgte wiederum mit den Probanden der gepaarten Stichprobe. Die Diskriminanzanalyse prüft jedoch

diese Probanden unabhängig, wobei die eigentliche Paarung wieder verloren geht, jedoch der Verteilung in beiden untersuchten Gruppen bezüglich der Variablen Alter, Größe, Gewicht und BMI gleich ist. Die Überprüfung der aufgestellten Diskriminanzfunktionen erfolgte an der Gesamtstichprobe aller untersuchten weiblichen Personen.

3 Ergebnisse

3.1 Beschreibung der gemessenen Zugkräfte im Seil bei den unterschiedlichen Störungsarten

Wie in 2.1.2 beschrieben, werden vom Motor im Störgerät unterschiedliche Drehmomente während eines Versuches erzeugt und über Seil in Form von Zugkräften auf den Arm des Probanden übertragen. Die im Seil gemessenen Zugkräfte sind in Abbildung 6 dargestellt.

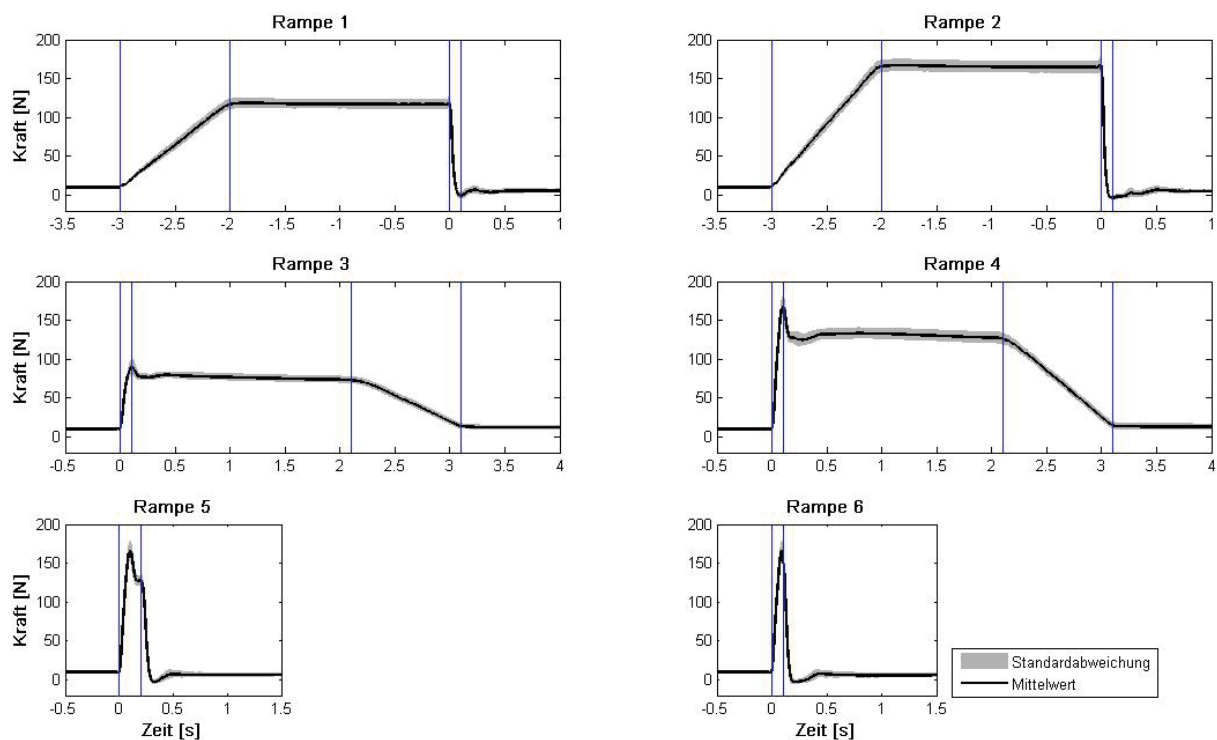


Abbildung 6 Darstellung der am Seil gemessenen Zugkräfte

Die einzelnen Diagramme zeigen die Zugkräfte bei den verschiedenen Störungsarten. Schwarze Linie – Mittelwertsverlauf aller Probanden, grau hinterlegt – Standardabweichung, blauen Linien – charakteristische Zeitpunkte im Störungsverlauf (Start, Ende, etc.); Erste Zeile – Zugkräfte bei plötzlicher Entlastung; Zweite Zeile – Zugkräfte bei plötzlichen Belastungsstörungen; Dritte Zeile: Zugkräfte bei stoßartigen Störungen

Während einer Entlastungsstörung „Rampe 1“ steigt die Kraft innerhalb einer Sekunde vom Ausgangsniveau von 10 N auf im Mittel aller Probanden 119,8 N (Std. 6,5 N) an. Die erreichte Kraft liegt anschließend für die Dauer von zwei Sekunden an, bevor sie plötzlich abfällt. Das gemessene Kraftminimum liegen dabei mit -1,6 N (Std. 2,9 N) unter der Ausgangsspannung und werden nach 0,14 s

(Std. 0,10 s) erreicht. Anschließend nähert sich die Kraft wieder ihrem Ausgangsniveau an.

Bei einer Entlastungsstörung „Rampe 2“ erfolgt der Kraftanstieg ebenfalls innerhalb einer Sekunde vom Ausgangsniveau auf jedoch 169,0 N (Std. 8,1 N). Die Kraft wird zwei Sekunden gehalten und fällt anschließend plötzlich ab. Das gemessene Kraftminimum entsprechen -4,1 N (Std. 2,3 N) und werden nach 0,13 s (Std. 0,06 s) erreicht. Anschließend pendelt sich die Kraft wieder auf dem Ausgangsniveau ein.

Belastungsstörungen sind durch einen plötzlichen Kraftanstieg gekennzeichnet. Bei einer Belastungsstörung „Rampe 3“ erfolgt dieser Anstieg innerhalb von 0,13 s (Std. 0,11 s) auf im Mittel 91,4 N (Std. 7,9 N). Das erreichte Kraftmaximum liegt dabei etwas über dem anschließend sich einpendelnden Kraftniveau von ca. 80 N. Nach zwei Sekunden erfolgt ein stetiges Absinken der Kraft innerhalb von einer Sekunde auf das Ausgangsniveau.

Ein ebenso rascher Belastungsanstieg erfolgt bei der Störung „Rampe 4“. Hier steigt die Kraft plötzlich auf einen Wert von 169,8 N (Std. 9,7 N) an. Das Maximum wird nach 0,14 s (Std. 0,26 s) erreicht und liegt ebenfalls über dem sich anschließend einpendelnden Kraftniveau von ca. 135N. Nach zwei Sekunden sinkt die Kraft wieder auf ihren Ausgangswert ab.

Bei stoßartigen Störungen erfolgt ein rascher Belastungsanstieg, gefolgt von ebenso einer raschen Entlastung. Bei der Störung „Rampe 5“ wird das Kraftmaximum von 167,6 N (Std. 9,4 N) nach 0,1 s (Std. 0,01 s) erreicht. Im Seil wird eine plötzliche Entlastung gemessen, welche auf einem Niveau von 130 N kurz unterbrochen wird, und nach 0,2 s weiter auf das Ausgangsniveau abfällt. Das gemessene Kraftminimum liegt dabei bei -3,1 N (Std. 2,3 N) und wird 0,34 s (Std. 0,06 s) nach dem Störungsbeginn erreicht.

Die stoßartige Störung „Rampe 6“ ist durch einen plötzlichen Belastungsanstieg auf 119,9 N (Std. 6,5 N) gekennzeichnet. Das Kraftmaximum tritt dabei nach 0,09 s (Std. 0,00 s) auf. Es erfolgt eine plötzliche Entlastung, welche ihr Kraftminimum von -1,6 N (Std. 2,9 N) nach 0,22 s (Std. 0,06 s) erreicht. Anschließend pendelt sich die Kraft wieder auf das Ausgangsniveau ein.

3.2 Allgemeine Beschreibung der Bewegungsreaktion auf die verschiedenen Störungstypen

Die durch den Motor am Seil wirkenden Zugkräfte bewirken im Körper des Probanden, aufgrund der unterschiedlichen Störungstypen, verschiedene Bewegungsreaktionen. Im folgenden Kapitel soll deshalb zunächst ein Überblick über die Bewegungsreaktionen gegeben werden. Hierbei werden die kinetischen Reaktionen des Körpers auf drei der insgesamt sechs Störungstypen näher erläutert. Es handelt sich dabei um die Reaktionen auf die Störungen „Rampe 2“, die stärker Entlastungsstörung, „Rampe 4“ die stärkere Belastungsstörung und „Rampe 6“, die kürzere, stoßartige Störung.

3.2.1 Bewegungsreaktion in sagittaler Bewegungsrichtung

3.2.1.1 obere Extremität

Entlastungsstörung

Nach einer plötzlichen Entlastung wird die ipsilaterale Hand um im Mittel 61,8 mm (Std. 22,8 mm) nach hinten bewegt, der Ellenbogen hingegen verschiebt sich um 19,7 mm (Std. 8,9 mm) nach vorn und die ipsilaterale Schulter wiederum um 6,9 mm (Std. 6,3 mm) nach hinten. Die jeweiligen maximalen Amplituden werden nach 0,25 s (Hand, Std. 0,03 s), 0,92 s (Ellenbogen, Std. 0,65 s) und 0,27 s (Schulter, Std. 0,42 s) erreicht. Auf der kontralateralen Seite werden die Hand um 10,7 mm (Std. 6,8 mm), der Ellenbogen um 7,2 mm (Std. 5,88 mm) und die Schulter um 2,3 mm (Std. 2,7 mm) nach vorn bewegt. Das Maxima der Hand wird dabei nach 0,68 s (Std. 0,42 s), des Ellenbogens nach 0,92 s (Std. 0,65 s) und das der Schulter nach 1,57 s (Std. 0,56 s) erreicht.

Belastungsstörung

Nach dem schnellen Ansteigen der Kraft im Seil werden auf der ipsilateralen Körperseite die Hand um 25,6 mm (Std. 12,1 mm), der Ellenbogen um 12,7 mm (Std. 6,8 mm) nach hinten und die Schulter um 8,0 mm (Std. 5,1 mm) nach vorn bewegt. Die Extrema treten dabei nach 0,30 s (Std. 0,46 s), 0,98 s (Std. 1,52 s) und 0,39 s (Std. 0,79 s) auf (Hand, Ellenbogen, Schulter). Auf der ipsilateralen Seite wird die Hand um 10,7 mm (Std. 7,1 mm), der Ellenbogen um 7,5 mm (Std. 4,5 mm) nach vorn und die Schulter um 14,9 mm (Std. 7,8 mm) nach hinten bewegt, wobei die

Hand die maximale Amplitude nach 1,13 s (Std. 0,45 s), der Ellenbogen nach 0,99 s (Std. 1,12 s) und die Schulter nach 1,39 s (Std. 1,26 s) erreicht.

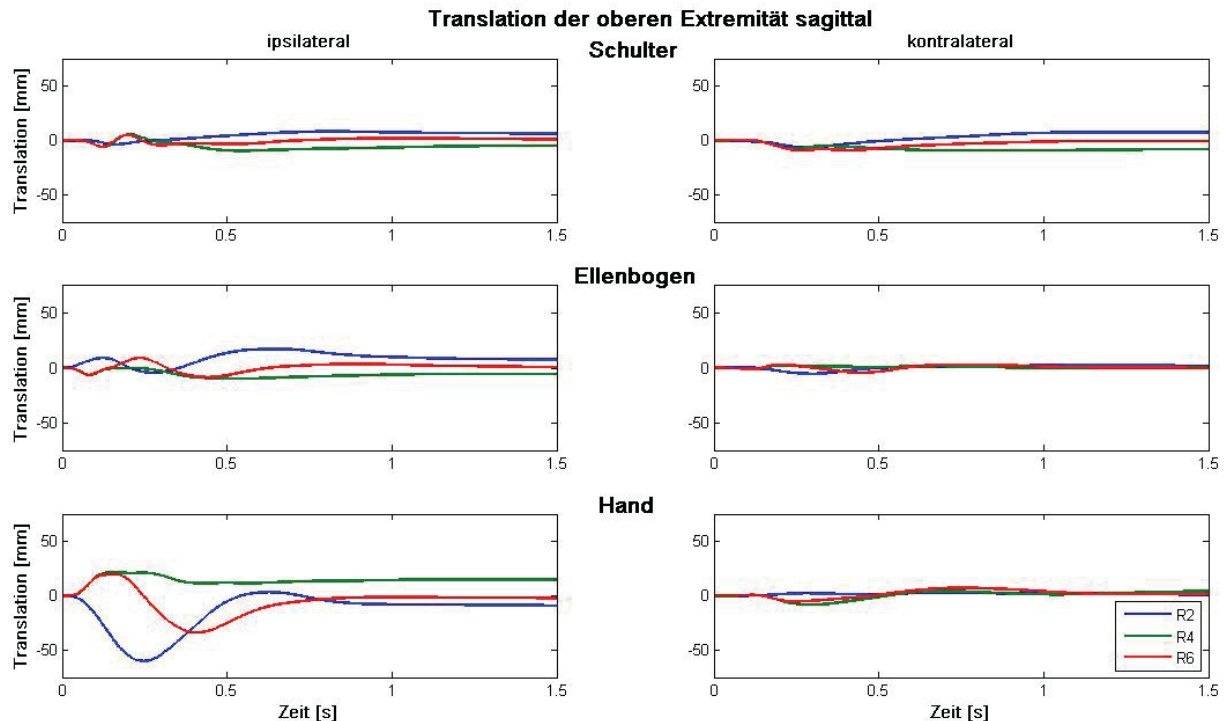


Abbildung 7 Translation der oberen Extremität in sagittaler Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die translatorische Bewegungsreaktion der jeweiligen Körpersegmente auf die verschiedenen Störungen; Links – ipsilaterale Körperseite, Rechts – kontralaterale Körperseite, von oben nach unten: Schulter, Ellenbogen, Hand; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Weg in mm

Stoßartige Störung

Während einer stoßartigen Störung kommt es auf der ipsilateralen Seite zunächst zu einer Anteversion der Hand (22,2 mm, Std. 12,9 mm), einer Retroversion des Ellenbogens um 13,9 mm (Std. 7,9 mm) und der Schulter um 10,6 mm (Std. 4,3 mm). Nach Erreichen der maximalen Amplitude (Hand: 0,2 s; Ellenbogen: 0,33 s; Schulter: 0,28 s) erfolgt eine Bewegungsumkehr, d.h. die Hand wird um 35,5 mm (Std. 21,3 mm) nach hinten bewegt. Der Ellenbogen wird 12,8 mm (Std. 6,9 mm) nach vorne geführt, ebenso die Schulter (10,6 mm, Std. 4,3 mm). Anschließend nähern sich die Verläufe der einzelnen Segmente der ipsilateralen oberen Extremität wieder dem Ausgangsniveau an.

Auf der kontralateralen Seite kommt es nach 0,74 s (Std. 0,31 s) zu einer Anteversion der Hand. Ebenso wird der Ellenbogen nach vorne bewegt (6,8 mm,

Std. 4 mm, 0,58 s). Die Schulter wird um 13,1 mm (Std. 6,0 mm) nach hinten geführt (0,35 s, Std. 0,13 s). Anschließend erfolgt ebenfalls eine Gegenbewegung Richtung Ausgangsstellung (Vgl. Abbildung 7, Tabelle 13, Tabelle 14).

3.2.1.2 Kopf

Entlastungsstörung

Nach einer plötzlichen Entlastung zeigt der Kopf dorsal eine Bewegung um 9,1 mm (Std. 6,85 mm, 0,28 s), ventral um 8,3 mm (Std. 6,4 mm, 0,31 s) und ipsilateral um 14,49 mm (Std. 5,5 mm, 0,97 s) nach vorne. Auf der kontralateralen Seite der Kopfes erfolgt eine Rückführung um 21,6 mm (Std. 8,5 mm, 0,24 s). Anschließend erfolgt bei allen Kopfmarkern eine umgekehrte Bewegung zum Ausgangsniveau, bzw. darüber hinaus.

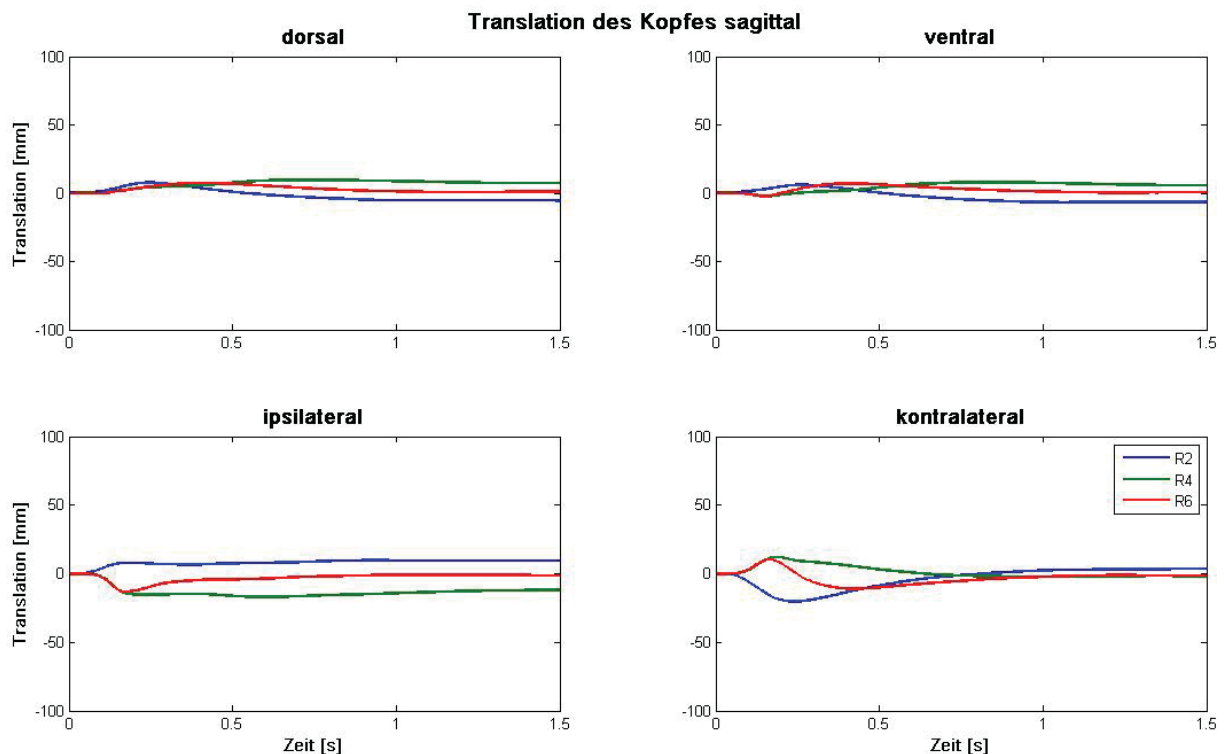


Abbildung 8 Translationsbewegung des Kopfes – Sagittale Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die translatorische Bewegungsreaktion der jeweiligen Körpersegmente auf die verschiedenen Störungen; Von links oben nach rechts unten: dorsaler, ventraler, ipsilateraler und kontralateraler Kopfmarker; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Weg in mm

Belastungsstörung

In Folge einer plötzlichen Belastung kommt es am Kopf zu einer Anteversion von dorsalem (14,2 mm, Std. 7,6 mm, 1,63 s) und kontralateralem Kopfmarker (14,7 mm,

6,0 mm, 0,29 s). Der kontralaterale Kopfmarker wird anschließend hinter das Ausgangsniveau zurückgeführt. Ipsilateral erfolgt eine Retroversion um 20,9 mm (Std. 6,7 mm, 0,72 s) und ventral um 5,3 mm (Std. 4,4 mm, 0,51 s). Auf der ventralen Seite kehrt sich die Bewegung um und der Kopfmarker wird anschließend um 13,1 mm (Std. 8,0 mm) nach vorne geführt.

Stoßartige Störung

Nach einer stoßartigen Störung kommt es dorsal (9,9 mm, Std. 5,2 mm, 0,46 s) und kontralateral (10,8 mm, Std. 4,4 mm, 0,22 s) zu einer Anteversion der Kopfmarker. Auf der kontralateralen Kopfseite folgt eine Retroversion um 13,0 mm (Std. 6,7 mm, 0,48 s). Beide Kopfmarker werden anschließend wieder auf ihr Ausgangsniveau zurückgeführt. Ipsilateral und ventral erfolgt zunächst eine Retroversion (14,7 mm, Std. 4,4 mm, 0,2 s / 4,8 mm, Std. 2,9 mm, 0,65 s), wobei sich der ipsilaterale Kopfmarker anschließend stetig seinem Ausgangsniveau annähert. Der ventrale Kopfmarker wird vorher noch um 10,0 mm (Std. 6,1 mm, 0,53 s) nach vorne geführt (Vgl. Abbildung 8, Tabelle 15, Tabelle 16).

3.2.1.3 Wirbelsäule

Entlastungsstörung

Nach einer plötzlichen Entlastung zeigen die Wirbelkörper C5 (6,7 mm, Std. 6,0 mm, 0,27 s), C7 (6,1 mm, Std. 5,7 mm, 0,3 s), B2 (5,3 mm, Std. 5,8 mm, 0,26 s) und B4 (4,1 mm, Std. 5,0 mm, 0,29 s) zunächst eine Anteversion. Anschließend erfolgt eine Retroversion um 10,5 mm (Std. 5,9 mm, C5), 10,7 mm (Std. 6,4 mm, C7), 10,3 mm (Std. 4,6 mm, B2) und 10,2 mm (Std. 4,4 mm, B4).

Die Marker B6 bis L4 zeigen sofort nach der Entlastung, eine stetige Bewegung nach dorsal. Die maximalen Amplituden für die Wirbelkörper B6 / B8 / B10 / B12 / L2 / L4 betragen dabei 10,5 mm (Std. 4,5 mm, 1,12 s), 10,8 mm (Std. 5,0 mm, 1,1 s), 11,9 mm (Std. 5,7 mm, 0,93 s), 14,3 mm (Std. 5,8 mm, 0,82 s), 16,4 mm (Std. 5,5 mm, 0,66 s) und 17,3 mm (Std. 5,8 mm, 0,52 s).

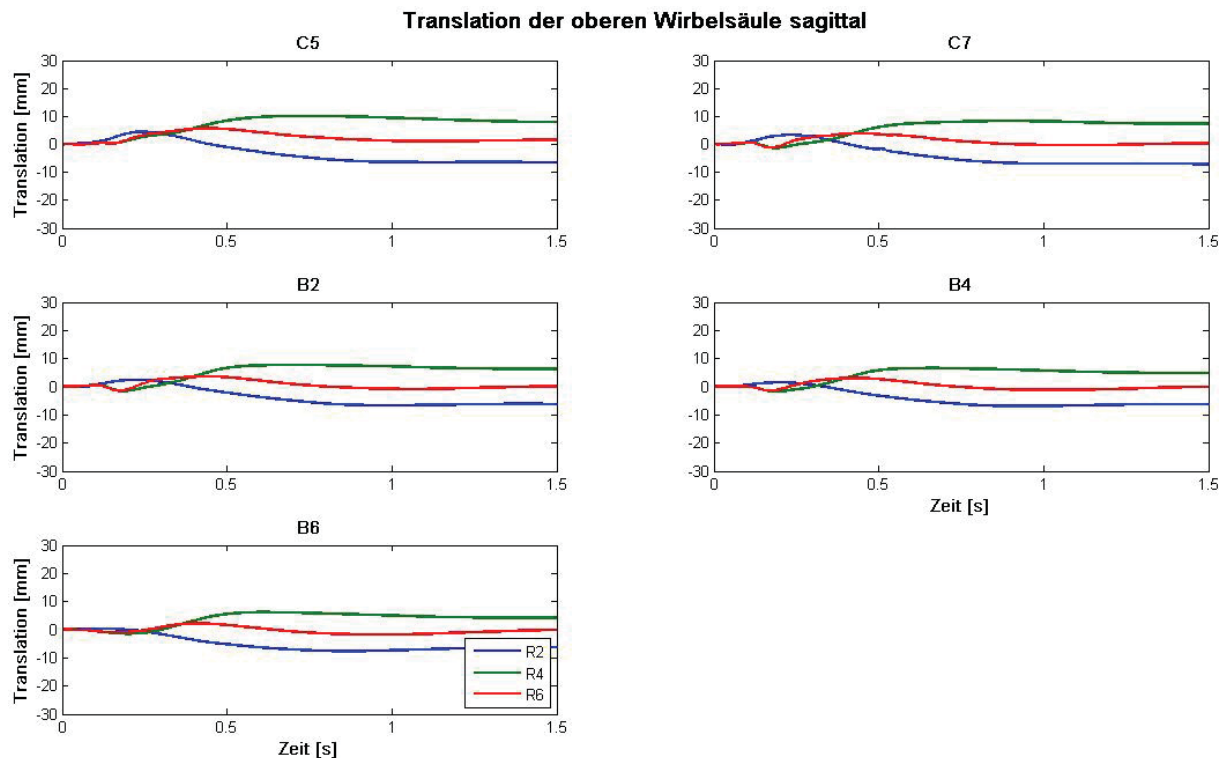


Abbildung 9 Translation der oberen Wirbelsäule – Sagittale Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die translatorische Bewegungsreaktion der jeweiligen Wirbelkörper auf die verschiedenen Störungen; Von links oben nach rechts unten: C5, C7, B2, B4, B6; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Weg in mm

Belastungsstörung

In Reaktion auf eine plötzliche Belastung werden alle Wirbelkörper nach beginnend nach 0,3 bis 0,4 s nach dorsal bewegt, dabei erreichen die Wirbelkörper von C5 nach L4 Amplituden von 14,3 / 12,8 / 11,7 / 10,4 / 9,4 / 8,9 / 8,8 / 9,4 und 10,1 mm (Std. 10,1 / 6,6 / 7,0 / 6,0 / 5,6 / 5,2 / 5,2 / 5,4 / 6,3 / 6,8 mm). Die Extrema treten jeweils nach 1,54 / 1,53 / 1,72 / 1,77 / 1,67 / 1,56 / 1,54 / 1,39 / 1,29 / 1,01 s auf.

Stoßartige Störung

Während einer stoßartigen Störung, zeigen im Bereich der oberen Wirbelsäule die Wirbelkörper C5, C7 und B2 zunächst eine leichte Anteversion von 8,7 / 6,8 und 6,1 mm (Std. 6,4 / 4,2 / 4,1 mm), welche nach 0,42 / 0,49 und 0,49 s erreicht wird. Anschließend erfolgt eine Retroversion um jeweils 4,0 / 4,9 und 5,0 mm.

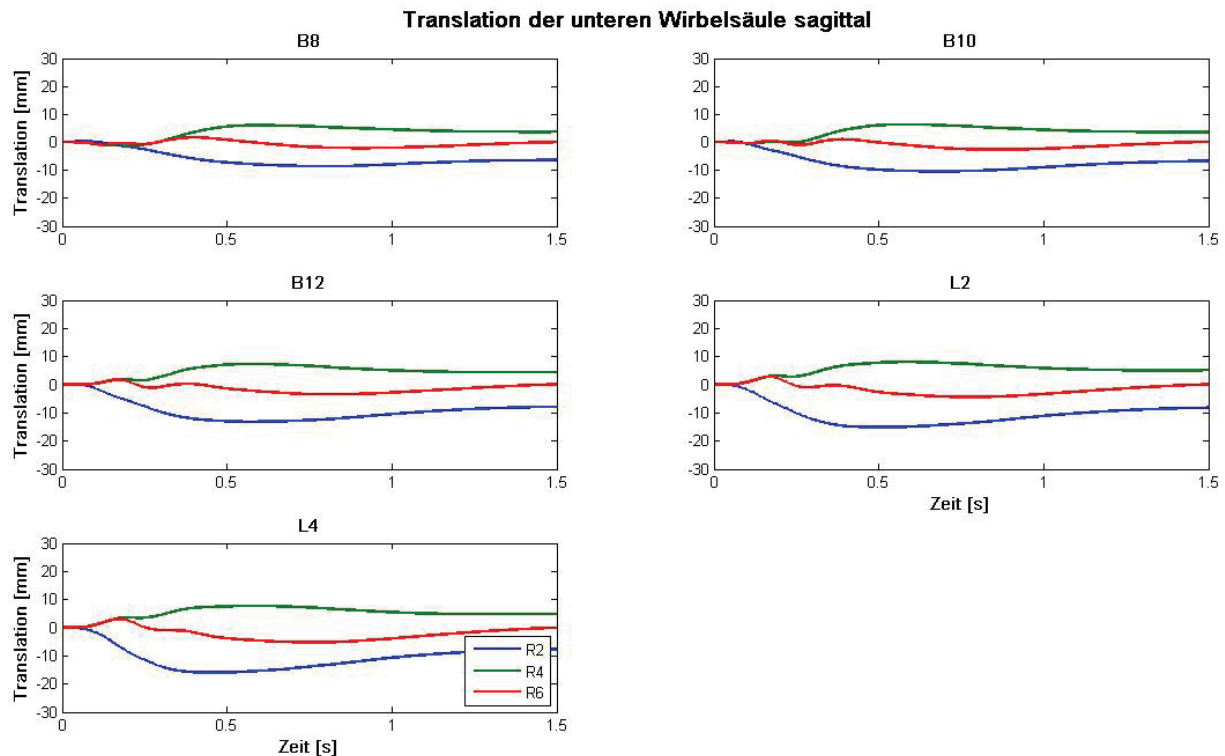


Abbildung 10 Translation der unteren Wirbelsäule – sagittale Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die translatorische Bewegungsreaktion der jeweiligen Wirbelkörper auf die verschiedenen Störungen; Von links oben nach rechts unten: C5, C7, B2, B4, B6; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Weg in mm

Die Wirbelkörper B4 bis B10 werden stetig nach dorsal geführt. Die maximale Amplituden von 4,9 / 4,5 / 4,7 und 5,0 mm (Std. 3,0 / 3,3 / 3,4 / 3,6 mm) werden nach 0,51 / 0,63 / 0,63 bzw. 0,6 s erreicht.

Die Bewegung der Wirbelkörper B12, L2 und L4 erfolgt zunächst um 4,1 / 4,5 und 4,4 mm nach vorn, anschließend kommt es zu einer stetigen Rückführung um 5,9 / 6,4 und 6,5 mm (Vgl. Abbildung 9, Abbildung 10, Tabelle 17, Tabelle 18, Tabelle 19, Tabelle 20).

3.2.1.4 Becken

Entlastungsstörung

Im Bereich des Beckens zeigt sich in Folge einer Entlastungsstörung sowohl auf der ipsilateralen, als auch auf der kontralateralen Seite am SIAS und am SIPS eine Anteversion. Diese beträgt auf der ipsilateralen Seite 28,3 und 20,8 mm (SIAS / SIPS, Std. 7,6 und 6,0 mm) und wird nach 0,43 bzw. 0,48 s erreicht. Auf der kontralaterale Seite bewegt sich der SIAS um 8,8 mm (Std. 6,1 mm, 0,64 s) und der

SIPS um 13,6 mm (Std. 5,4 mm, 0,48 s) nach vorn. Anschließend zeigen alle Beckenmarker eine stetige Retroversion Richtung Ausgangsniveau.

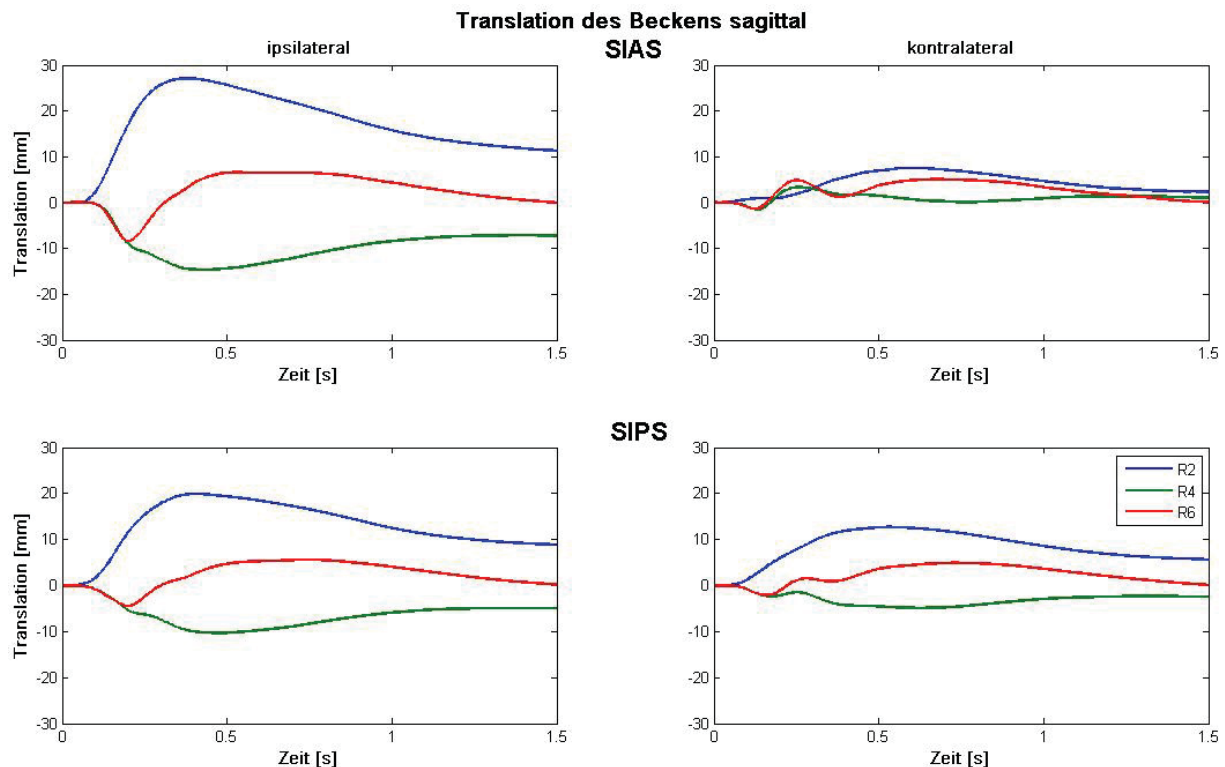


Abbildung 11 Translation des Beckens – Sagittale Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die translatorische Bewegungsreaktion der jeweiligen Beckenmarker auf die verschiedenen Störungen; Links – ipsilaterale Körperseite, Rechts – kontralaterale Körperseite, von oben nach unten: SIAS, SIPS; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Weg in mm

Belastungsstörung

Nach einer plötzlichen Belastung zeigen alle Beckenmarker eine stetige Retroversion. Diese beträgt 16,6 / 11,9 / 5,4 und 7,6 mm (ipsilateral SIAS / SIPS, kontralateral SIAS / SIPS, Std. 4,1 / 5,0 / 7,9 / 6,5 mm). Die maximalen Amplituden werden dabei nach 0,52 / 0,79 / 1,88 und 1,22 s erreicht.

Stoßartige Störung

Während einer stoßartigen Störung erfolgt zunächst eine Retroversion der Beckenmarker um 9,3 / 5,6 / 3,2 und 3,7 mm (ipsilateral SIAS / SIPS, kontralateral SIAS / SIPS, Std. 3,1 / 2,2 / 1,8 / 2,1 mm) nach 0,27 / 0,45 / 0,57 / 0,5 s. Anschließend erfolgt eine Bewegungsumkehr, mit stetiger Anteversion um 8,9 / 7,2 / 8,2 und 6,4 mm (Std. 5,3 / 4,5 / 3,6 / 4,0 mm) (Vgl. Abbildung 11, Tabelle 21, Tabelle 22).

3.2.1.5 Untere Extremität

Entlastungsstörung

Nach einer plötzlichen Entlastung zeigt sich im Trochanter Major eine Anteversion um 31,8 und 7,3 mm (ipsilateral / kontralateral, Std. 10,4 / 5,2 mm), welche sich nach 0,4 bzw. 0,55 s umkehrt und in einer Retroversion Richtung Ausgangsposition endet.

Im Knie kommt es auf der ipsilateralen Seite zu einer Retroversion von 3,6 mm (Std. 4,5 mm), welche sich ebenfalls nach 0,3 s umkehrt. Auf der kontralateralen Seite wird das Knie stetig nach vorne bewegt. Es zeigt sich eine maximale Amplitude von 7,27 mm (Std. 4,4 mm) nach 0,83 s.

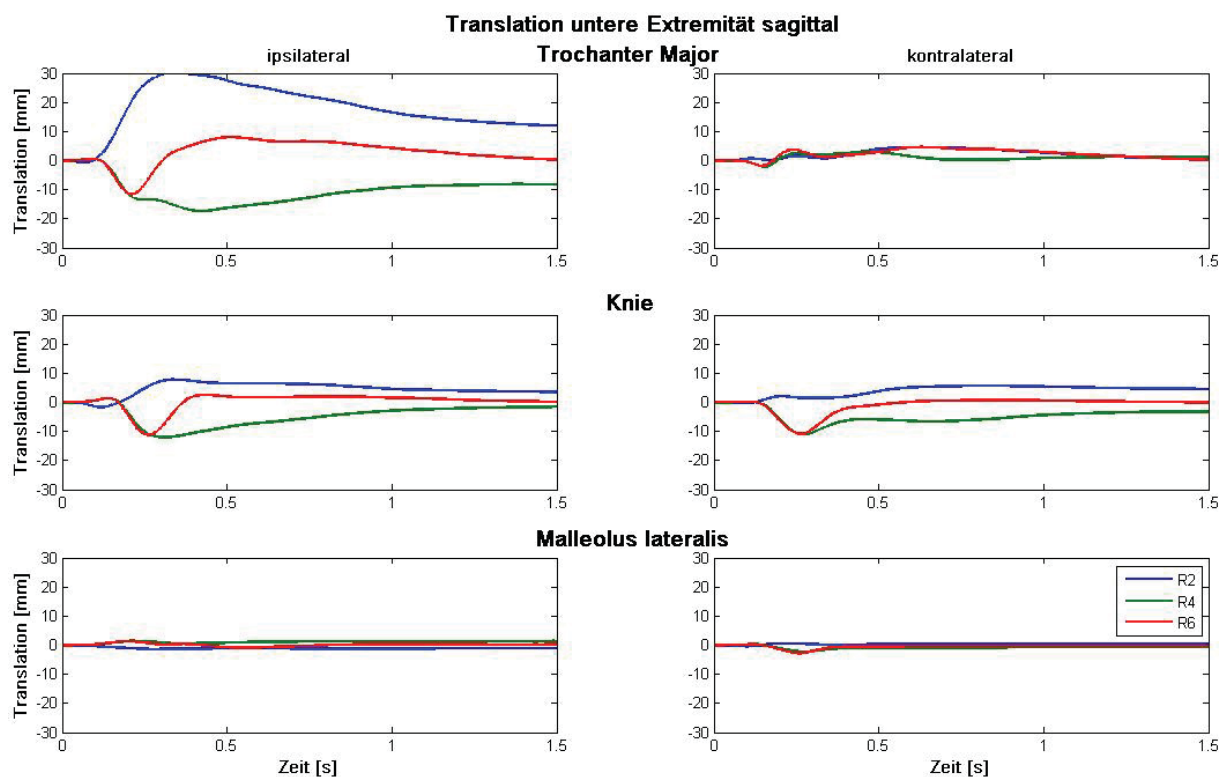


Abbildung 12 Translation der unteren Extremität – Sagittale Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die translatorische Bewegungsreaktion der unteren Extremität auf die verschiedenen Störungen; Links – ipsilaterale Körperseite, Rechts – kontralaterale Körperseite, von oben nach unten: Trochanter Major, Knie, Malleolus lateralis; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Weg in mm

Im Malleolus lateralis zeigen sich nur geringe Schwankungen, welche kleiner als 1mm sind.

Belastungsstörung

In Folge der plötzlich auftretenden Belastung werden sowohl der ipsilaterale als auch der kontralaterale Trochanter Major nach dorsal geführt. Die Amplituden betragen

dabei 19,5 und 5,8 mm (Std. 9,0 / 4,3 mm), nach 0,48 bzw. 1,7 s. Nach einer kurzzeitigen Anteversion kommt es im Knie zu einer Retroversion von 14,1 bzw. 12,4 mm (ipsilateral /kontralateral, Std. 7,3 / 6,0 mm), welche nach 0,42 bzw. 0,31 s ihr Maximum erreicht. Die Bewegungen im Malleolus lateralis sind minimal.

Stoßartige Störung

Sowohl ipsilateraler als auch kontralateraler Trochanter Major werden nach einer stoßartigen Störung um 12,6 bzw. 4,3 mm (Std. 4,4 / 2,6 mm, 0,24 / 0,48 s) nach hinten geführt. Anschließend erfolgt eine Retroversion beider Marker auf 10,7 mm bzw. 8,4 mm (Std. 6,2 / 3,7 mm) hinter der Ausgangsposition. Im Knie kommt es auf beiden Körperseiten zunächst zu einer Anteversion um 5,7 bzw. 3,2 mm (Std. 3,5 / 2,4 mm), anschließend erfolgt eine Bewegungsumkehr und das Knie wird um 12,6 bzw. 2,7 mm (Std. 4,9 / 3,3 mm) nach hinten geführt. Die maximale Bewegungsamplitude der Anteversion tritt dabei nach 0,55 bzw. 0,52 s, die der Retroversion nach 0,29 bzw. 0,37 s auf.

Im Bereich des Trochanter Majors kommt es zu Bewegungen kleiner einem Millimeter.

3.2.2 Bewegungsreaktion in transversaler Bewegungsrichtung

3.2.2.1 obere Extremität

Entlastungsstörung

Nach einer plötzlichen Entlastung des Arms werden auf der ipsilateralen Körperseite die Hand um 53,4 mm (Std. 25,0 mm, $T_{\min} = 0,29$ s) und der Ellenbogen um 25,9 mm (Std. 11,6 mm, $T_{\min} = 0,23$ s) zur kontralateralen Seite bewegt. Die Schulter hingegen bewegt sich um 59,1 mm (Std. 13,6 mm) in die ipsilaterale Richtung, wobei sie ihr Maximum nach 0,33 s erreicht. Auf der kontralateralen Körperseite wird die Schulter ebenfalls um 49,5 mm (Std. 13,0 mm, $T_{\max} = 0,35$ s) in die ipsilaterale Richtung bewegt. Der Ellenbogen bewegt sich um 10,5 mm (Std. 5,9 mm, $T_{\min} = 0,73$ s), die Hand um 29,7 mm (Std. 8,4 mm, $T_{\min} = 0,41$ s) zur kontralateralen Seite.

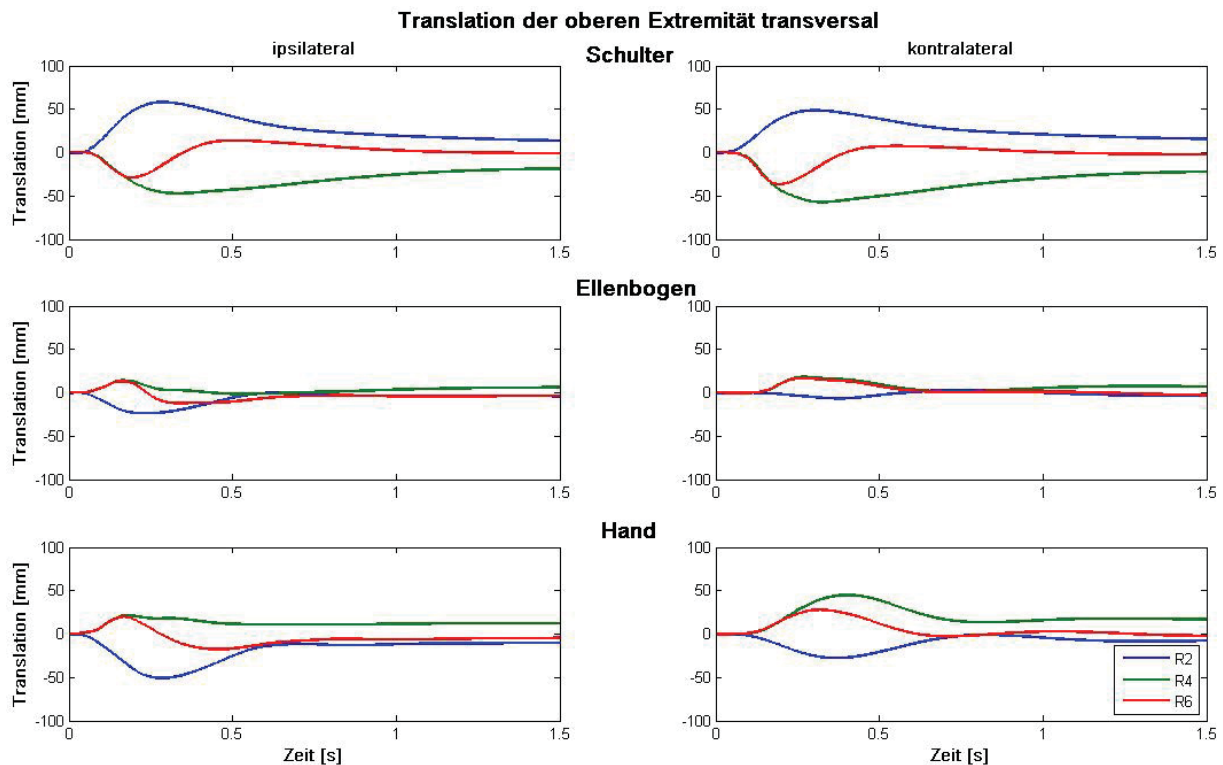


Abbildung 13 Translation der oberen Extremität – Transversale Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die translatorische Bewegungsreaktion der oberen Extremität auf die verschiedenen Störungen; Links – ipsilaterale Körperseite, Rechts – kontralaterale Körperseite, von oben nach unten: Schulter, Ellenbogen, Hand; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Weg in mm

Die Umkehr der Bewegungsreaktion erfolgt auf beiden Körperseiten in Hand und Ellenbogen sehr rasch, so dass die Ausgangspositionen vor Störungsbeginn nach 0,6 bis 0,7 s wieder hergestellt sind. Die Schultern haben diese 1,5 s nach der Störung noch nicht erreicht.

Belastungsstörung

Während einer Belastungsstörung werden auf beiden Körperseiten Hand und Ellenbogen zur kontralateralen Seite bewegt. Die Hand erreicht dabei eine maximale Bewegungsamplitude auf der ipsilateralen Seite von 24,6 mm (Std. 6,5 mm, T_{\max} 0,24 s) und auf der kontralateralen Seite von 46,8 mm (Std. 13,2 mm, T_{\max} 0,40 s). Im Ellenbogen kommt es zu einer transversalen Verschiebung von 16,1 mm (Std. 7,6 mm, T_{\max} 0,49 s, ipsilateral) bzw. 20,2 mm (Std. 7,9 mm, T_{\max} 0,31 s, kontralateral). Die störungsnahe Schulter bewegt sich um 49,2 mm (Std. 13,9 mm) und die störungsferne Schulter um 59,1 mm (Std. 16,1 mm) in ipsilateraler Richtung. Die maximalen Bewegungsamplituden werden dabei nach 0,36 s bzw. 0,34 s erreicht.

Stoßartige Störung

In Folge einer stoßartigen Störung werden auf der ipsilateralen Körperseite die Hand um 21,6 mm (Std. 8,0 mm) und der Ellenbogen um 14,9 mm (Std. 7,1 mm) zur kontralateralen Seite bewegt. Die Schulter bewegt sich um 29,7 mm (Std. 7,0 mm) zur ipsilateralen Seite. Die Umkehr der Bewegung erfolgt bei allen Markern nach bereits 0,18 s, 0,17 s bzw. 0,19 s. Die einzelnen Armsegmente nehmen anschließend die Position vor Störungsbeginn wieder ein. Auf der störungsfernen Körperseite erfolgt das annähernd gleiche Bewegungsmuster. Die Hand bewegt sich um 29,8 mm (Std. 8,4 mm, T_{\max} 0,32 s) und der Ellenbogen um 19,2 mm (Std. 7,0 mm, T_{\max} 0,30 s) zur störungsfernen Körperseite, die Schulter hingegen um 37,4 mm (Std. 8,3 mm, T_{\min} 0,20 s) zur störungsnahen Körperseite (Vgl. Abbildung 13, Tabelle 25, Tabelle 26).

3.2.2.2 Kopf

Entlastungsstörung

In Folge einer Entlastungsstörung werden am Kopf alle Marker in ipsilaterale Richtung verschoben. Dies erfolgt kontralateral um 65,3 mm (Std. 16,9 mm), ventral um 53,5 mm (Std. 22,5 mm), ipsilateral um 66,0 mm (Std. 16,0 mm) und dorsal um 19,3 mm (Std. 18,8 mm). Nach 0,34 s, 0,38 s, 0,32 s bzw. 0,31 s kehrt sich der Bewegungsverlauf um, und die Marker nähern sich wieder ihrer Ausgangsposition.

Belastungsstörung

Ein entgegengesetzter Bewegungsverlauf zeigt sich bei einer plötzlichen Belastung. Der kontralaterale Kopfmarker bewegt sich um 72,5 mm (Std. 20,0 mm), der ventrale um 58,5 mm (Std. 24,0 mm), der ipsilaterale um 71,6 mm (Std. 19,0 mm) und der dorsale um 84,8 mm (Std. 21,1 mm) zur störungsfernen Körperseite. Auch hier kehrt sich der Bewegungsverlauf nach 0,35 s, 0,36 s, 0,33 s bzw. 0,34 s wieder um.

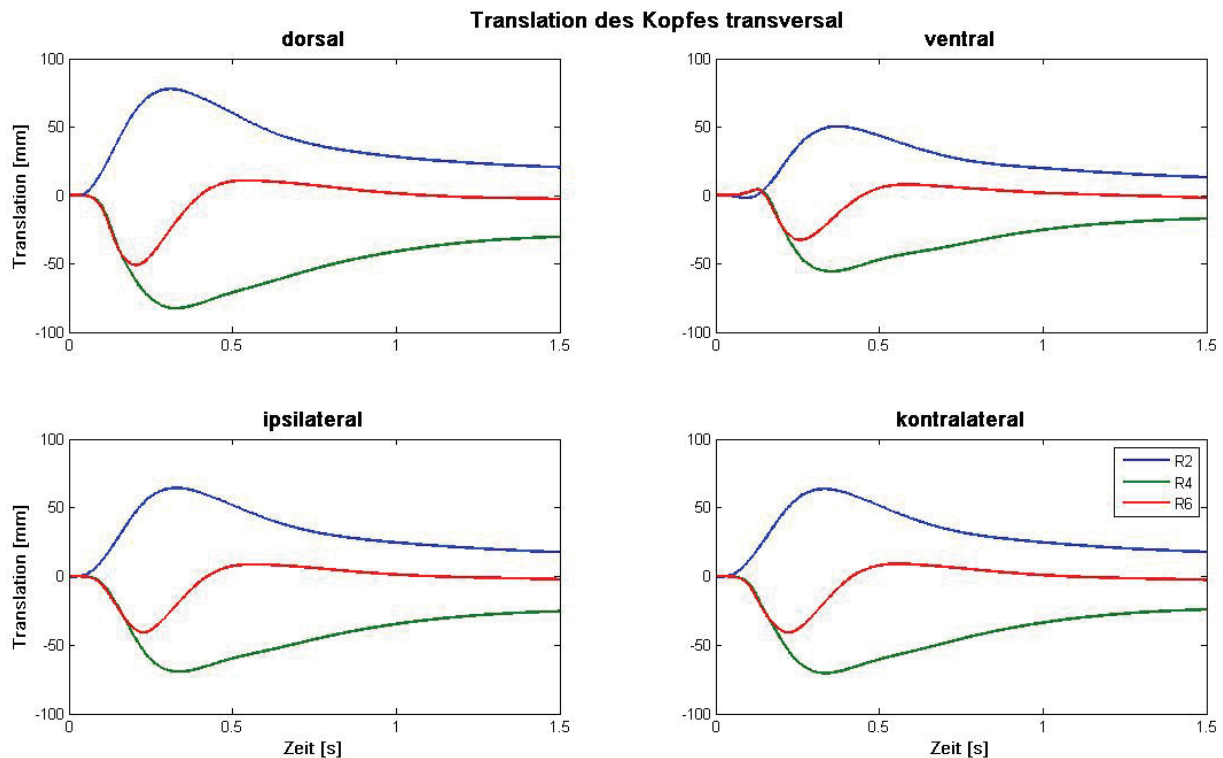


Abbildung 14 Translation des Kopfes – Transversale Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die translatorische Bewegungsreaktion der jeweiligen Kopfmarker auf die verschiedenen Störungen; Von links oben nach rechts unten: dorsaler, ventraler, ipsilateraler und kontralateraler Kopfmarker; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Weg in mm

Stoßartige Störung

Während einer stoßartigen Störung werden der kontralaterale Kopfmarker um 42,4 mm (Std. 10,4 mm), der ventrale um 35,5 mm (Std. 15,7 mm), der ipsilaterale um 42,2 mm (Std. 10,7 mm) und der dorsale um 52,7 mm (Std. 10,5 mm) zur störungsfernen Körperseite bewegt. Die maximalen Bewegungsamplituden treten nach 0,23 s, 0,26 s, 0,22 s und 0,21 s auf. Anschließend erfolgt eine sehr schnelle Annäherung der Marker an ihre jeweilige Ausgangsstellung, welche bereits nach ca. 0,5 s wieder erreicht ist.

3.2.2.3 Wirbelsäule

Entlastungsstörung

Im Bereich der oberen Wirbelsäule kommt es zu einer transversalen Bewegung der Wirbelkörper C5 bis B6 zur kontralateralen Seite, wobei die maximalen Amplituden nach unten hin geringer werden. Die Amplituden erreichen dabei 70,3 mm (Std. 16,1 mm, C5), 60,5 mm (Std. 14,1 mm, C7), 54,6 mm (Std. 13,4 mm, B2),

43,8 mm (Std. 12,2 mm, B4) 33,2 mm (Std. 10,1 mm, B6). Es erfolgt eine Bewegungsumkehr Richtung Ausgangsposition nach 0,27 s, 0,27 s, 0,34 s, 0,35 s bzw. 0,34 s. Die anfängliche Bewegung in Richtung kontralaterale Körperseite setzt sich bis zum Wirbelkörper B10 fort. Der Wirbelkörper B8 bewegt sich um 23,9 mm (Std. 9,3 mm, T_{\max} 0,40 s), B10 um 15,9 mm (Std. 7,9 mm, T_{\max} 0,50 s). Die Wirbelkörper B12 (2,7 mm, Std. 1,9 mm, T_{\min} 0,26 s), L2 (4,8 mm, Std. 2,2 mm, T_{\min} 0,23 s) und L4 (5,8 mm, Std. 2,5 mm, T_{\min} 0,24 s) bewegen sich zunächst leicht zur ipsilateralen Körperseite, um anschließend ebenfalls um 11,0 mm (Std. 7,1 mm, T_{\max} 0,69 s), 9,2 mm (Std. 6,3 mm, T_{\max} 0,89 s) bzw. 9,4 mm (Std. 5,7 mm, T_{\max} 0,98 s) zur kontralateralen Seite verschoben zu werden.

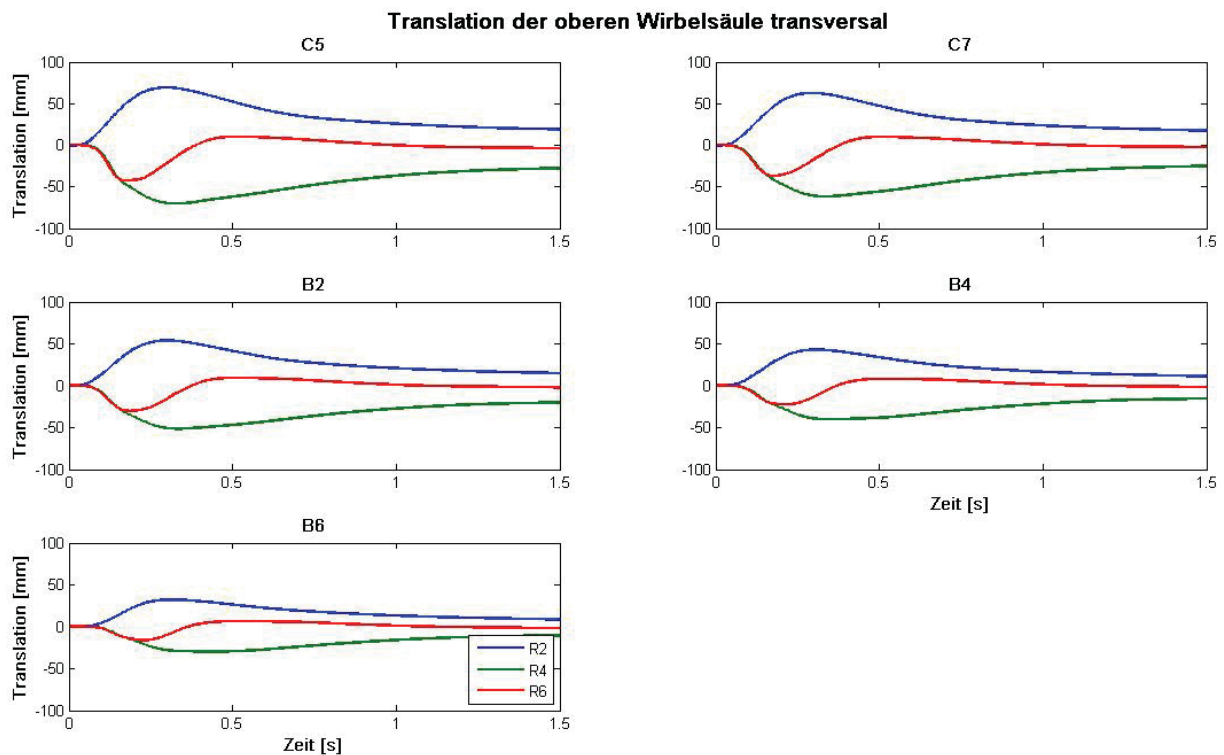


Abbildung 15 Translation der oberen Wirbelsäule – Transversale Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die translatorische Bewegungsreaktion der jeweiligen Wirbelkörper auf die verschiedenen Störungen; Von links oben nach rechts unten: C5, C7, B2, B4, B6; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Weg in mm

Belastungsstörung

Nach einer plötzlichen Belastung werden die Wirbelkörper C5 bis B12 in ipsilateraler Richtung verschoben. Die Bewegungsamplituden (72,5 mm (Std. 18,6 mm, C5), 63,9 mm (Std. 16,4 mm, C7), 53,8 Std. 14,9 mm, B2), 42,6 mm (Std. 13,6 mm, B4), 31,9 mm (Std. 11,0 mm, B6), 22,5 (Std. 9,4 mm, B8), 14,5 mm (Std. 7,2 mm, B10),

8,8 mm (Std. 5,6 mm, B12)) nehmen nach unten hin ab. Die Maximalamplituden werden nach 0,31 s, 0,33 s, 0,36 s, 0,39 s, 0,42 s, 0,46 s, 0,56 s bzw. 0,83 s erreicht.

Die Wirbelkörper L2 und L4 zeigen zunächst eine Verschiebung zur kontralateralen Körperseite um 8,4 mm (Std. 2,6 mm, T_{\max} 0,88 s) bzw. 10,2 mm (Std. 3,9 mm, T_{\max} 0,73 s). Anschließend erfolgt ebenfalls eine Verschiebung in ipsilateraler Richtung von 5,4 mm (Std. 4,5 mm, T_{\min} 0,97 s) bzw. 4,0 mm (Std. 3,5 mm, T_{\min} 0,90 s).

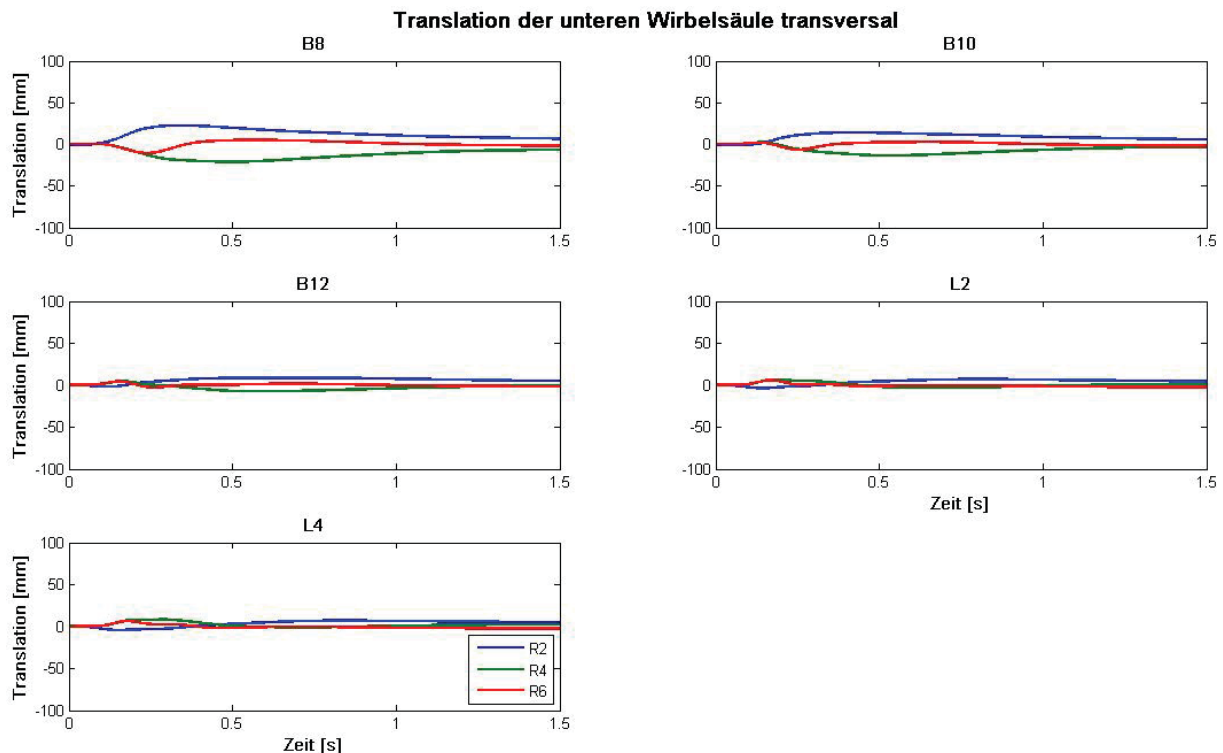


Abbildung 16 Translation der unteren Wirbelsäule – Transversale Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die translatorische Bewegungsreaktion der jeweiligen Wirbelkörper auf die verschiedenen Störungen; Von links oben nach rechts unten: B8, B10, B12, L2, L4; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Weg in mm

Stoßartige Störung

In Folge einer stoßartigen Störung werden die Wirbelkörper C5 um 44,1 mm (Std 8,1 mm), C7 um 37,4 mm (Std 7,4 mm), B2 um 30,7 mm (Std 7,4 mm), B4 um 23,3 mm (Std 7,0 mm), B6 um 16,7 mm (Std 5,7 mm), B8 um 11,1 mm (Std 4,4 mm) und B10 um 7,1 mm (Std 2,9 mm) zur ipsilateralen Körperseite bewegt. Die Maximalamplituden treten nach 0,17 s, 0,16 s, 0,19 s, 0,21 s, 0,23 s, 0,24 s bzw. 0,46 s auf. Anschließend erfolgt eine Umkehr der Bewegungsrichtung und die Wirbelkörper werden wieder in Richtung Ausgangsposition verschoben. Die

Wirbelkörper B12, L2 und L4 werden zunächst um 12,9 mm (Std. 7,7 mm, T_{\max} 0,34 s), 11,2 mm (Std. 6,0 mm, T_{\max} 0,26 s) bzw. 9,2 mm (Std. 4,8 mm, T_{\max} 0,25 s) zur störungsfernen Seite verschoben, bevor sie um 30,7 mm (Std. 7,4 mm, T_{\min} 0,61 s), 23,3 mm (Std. 7,0 mm, T_{\min} 0,75 s) bzw. 16,7 mm (Std. 5,7 mm, T_{\min} 0,81 s) in die störungsnahe Richtung bewegen (Vgl. Abbildung 15, Abbildung 16, Tabelle 29, Tabelle 30, Tabelle 31, Tabelle 32).

3.2.2.4 Becken

Entlastungsstörung

Nach einer plötzlichen Entlastung zeigen die vorderen Beckenmarker (SIAS) eine Verschiebung von ipsilateral 18,0 mm (Std. 5,0 mm, T_{\min} 0,29 s) bzw. kontralateral 18,4 mm (Std. 4,9 mm, T_{\min} 0,29 s) zur ipsilateralen Körperseite. Anschließend erfolgt eine Umkehr der Bewegungsrichtung und die Marker nähern sich wieder ihrer Ausgangsposition an. Die hinteren Beckenmarker (SIPS) werden zunächst um ipsilateral 6,4 mm (Std. 2,5 mm, T_{\min} 0,27 s) bzw. kontralateral 6,2 mm (Std. 2,5 mm, T_{\min} 0,26 s) zur ipsilateralen Seite bewegt. Anschließend erfolgt jedoch eine Verschiebung um 8,8 mm (Std. 5,4 mm, T_{\max} 0,93 s) bzw. 9,2 mm (Std. 6,0 mm, T_{\max} 1,00 s) auf die kontralaterale Seite, bevor sich die Marker wieder Richtung Ausgangstellung einpendeln.

Belastungsstörung

Während einer Belastungsstörung kommt es zu einer Verschiebung aller Beckenmarker zur kontralateralen Körperseite. Die SIAS werden ipsilateral um 19,5 mm (Std. 4,9 mm, T_{\min} 0,33 s) und kontralateral um 18,1 mm (Std. 4,9 mm, T_{\min} 0,32 s) verschoben. Die hinteren Beckenmarker bewegen sich 11,5 mm (Std. 4,6 mm, T_{\min} 0,48 s) bzw. 10,7 mm (Std. 4,4 mm, T_{\min} 0,50 s) zur störungsfernen Körperseite, bevor eine Bewegungsumkehr Richtung Ausgangsposition erfolgt.

Stoßartige Störung

In Folge einer stoßartigen Störung werden die vorderen Beckenmarker (SIAS) zur kontralateralen Seite verschoben. Ipsilateral erfolgt dies um 14,4 mm (Std. 3,1 mm), kontralateral um 12,7 mm (Std. 2,8 mm). Nach jeweils 0,22 s werden beide Beckenmarker relativ schnell wieder Richtung ipsilaterale Seite zurückgeführt.

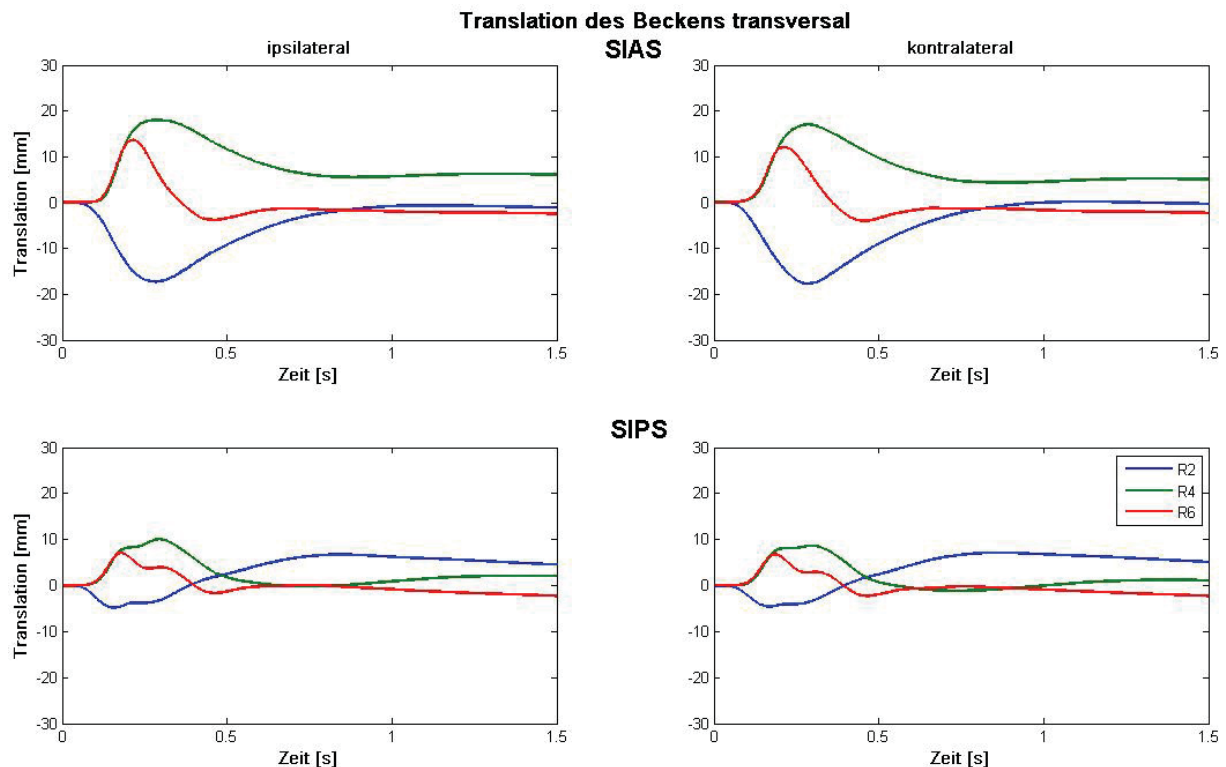


Abbildung 17 Translation des Beckens – Transversale Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die translatorische Bewegungsreaktion der jeweiligen Beckenmarker auf die verschiedenen Störungen; Links – ipsilaterale Körperseite, Rechts – kontralaterale Körperseite, von oben nach unten: SIAS, SIPS; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Weg in mm

Die hinteren Beckenmarker (SIPS) werden ebenso zur kontralateralen Seite geführt. Dies erfolgt jedoch nicht so stark (ipsilateral: 8,2 mm, Std. 3,6 mm; kontralateral: 8,0 mm, Std. 3,6 mm) wie auf der Beckenvorderseite. Die Maximalamplituden werden nach 0,28 s erreicht. Die Rückführung zur Ausgangsposition erfolgt nicht kontinuierlich (Vgl. Abbildung 17, Tabelle 33, Tabelle 34).

3.2.2.5 Untere Extremität

Entlastungsstörung

Nach einer plötzlichen Entlastung werden auf beiden Körperseiten Knie und Trochanter Major zur ipsilateralen Seite verschoben. Dies erfolgt auf der ipsilateralen Seite im Trochanter Major um 15,7 mm (Std. 3,5 mm, T_{\min} 0,27 s) und im Knie um 9,5 mm (Std. 2,6 mm, T_{\min} 0,25 s). Auf der kontralateralen Seite jeweils um 16,2 mm (Std. 3,8 mm, T_{\min} 0,28 s, Trochanter Major) bzw. 9,3 mm (Std. 3,2 mm, 0,27 s, Knie). Anschließend erfolgt eine stetige Rückführung zur Ausgangsposition. Im Malleolus lateralis treten auf beiden Seite maximale Schwankungsamplituden von 2 mm auf.

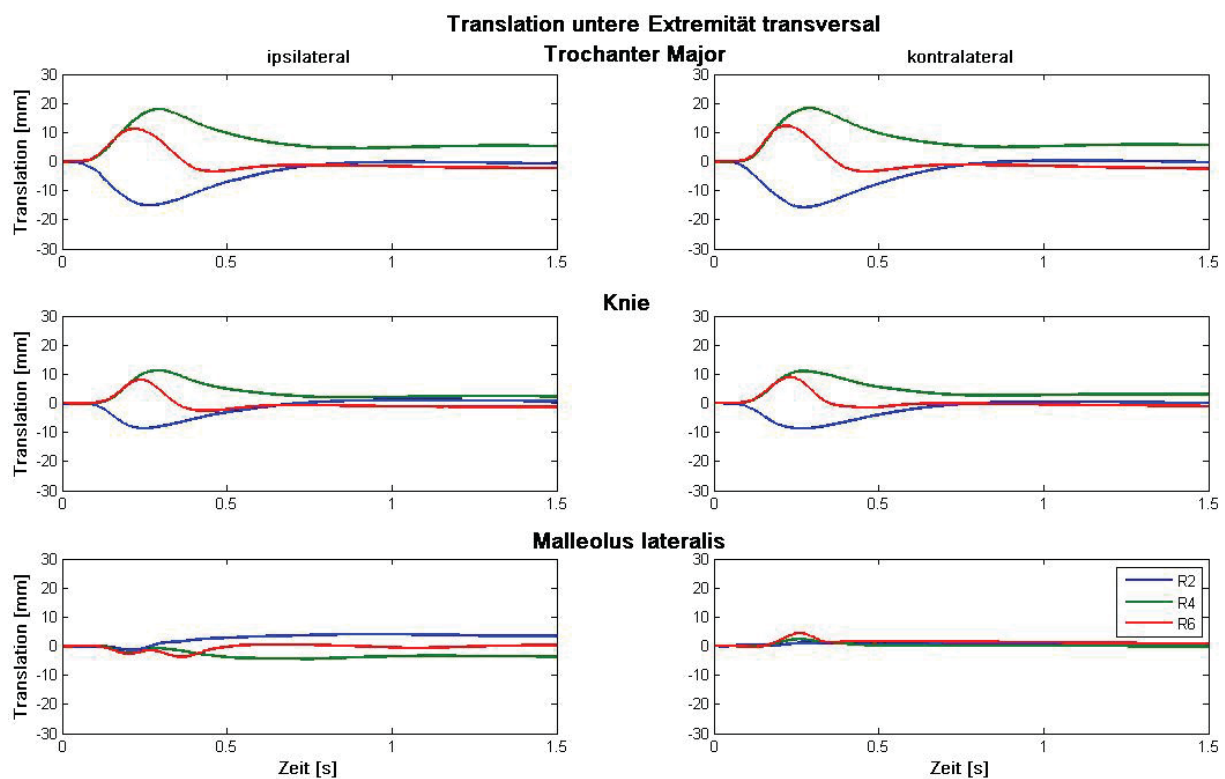


Abbildung 18 Translation der unteren Extremität – Transversale Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die translatorische Bewegungsreaktion der unteren Extremität auf die verschiedenen Störungen; Links – ipsilaterale Körperseite, Rechts – kontralaterale Körperseite, von oben nach unten: Trochanter Major, Knie, Malleolus lateralis; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Weg in mm

Belastungsstörung

Nach einer auftretenden Belastung wird der ipsilaterale Trochanter Major um 18,8 mm (Std. 4,5 mm) und der kontralaterale um 19,2 mm (Std. 5,1 mm) zur kontralateralen Seite verschoben. Die stetige Rückführung zur Ausgangsposition erfolgt nach jeweils 0,33 s. Im Knie erfolgt die Verschiebung zur kontralateralen Seite

um 11,8 mm (Std. 3,5 mm, ipsilateral) bzw. 11,8 mm (Std. 2,8 mm, kontralateral). Die Rückführung erfolgt jeweils nach 0,32 s. Die Verschiebung im Malleolus lateralis ist wiederum unbedeutend gering.

Stoßartige Störung

Während einer stoßartigen Störung erfolgt die Verschiebung des Trochanter Majors ipsilateral um 12,0 mm (Std. 2,7 mm) und kontralateral um 12,8 mm (Std. 3,0 mm) bzw. des Knies ipsilateral um 8,7 mm (Std. 2,1 mm) und kontralateral um 9,3 mm (Std. 2,0 mm) zur störungsfernen Körperseite. Die Umkehr der Bewegungsrichtung erfolgt zwischen 0,22 s und 0,24 s. Im Malleolus lateralis treten nur geringe Bewegungsschwankungen auf. Lediglich auf der störungsfernen Seite kann eine Verschiebung um 4,9 mm (Std. 3,2 mm) zur kontralateralen Seite beobachtet werden (Vgl. Abbildung 24, Tabelle 47, Tabelle 48).

3.2.3 Bewegungsreaktion in longitudinaler Bewegungsrichtung

3.2.3.1 obere Extremität

Entlastungsstörung

Auf der störungsnahen Körperseite kommt es nach einer Entlastung des Armes zu einer Verschiebung aller gemessenen Marker nach oben. Die Hand wird um 90,2 mm (Std. 22,1 mm), der Ellenbogen um 66,3 mm (Std. 12,4 mm) und die Schulter um 52,2 mm (Std. 10,0 mm) nach oben verschoben. Nach 0,25 s, 0,25 s bzw. 0,24 s erfolgt die Rückführung in die Position vor Störungsbeginn. Auf der kontralateralen Seite werden die Schulter um 33,2 mm (Std. 8,4 mm), der Ellenbogen um 37,6 mm (Std. 9,9 mm) und die Hand um 43,9 mm (Std. 11,1 mm) nach unten bewegt. Die Umkehr der Bewegung Richtung Ausgangsposition erfolgt nach 0,29 s, 0,33 s bzw. 0,30 s.

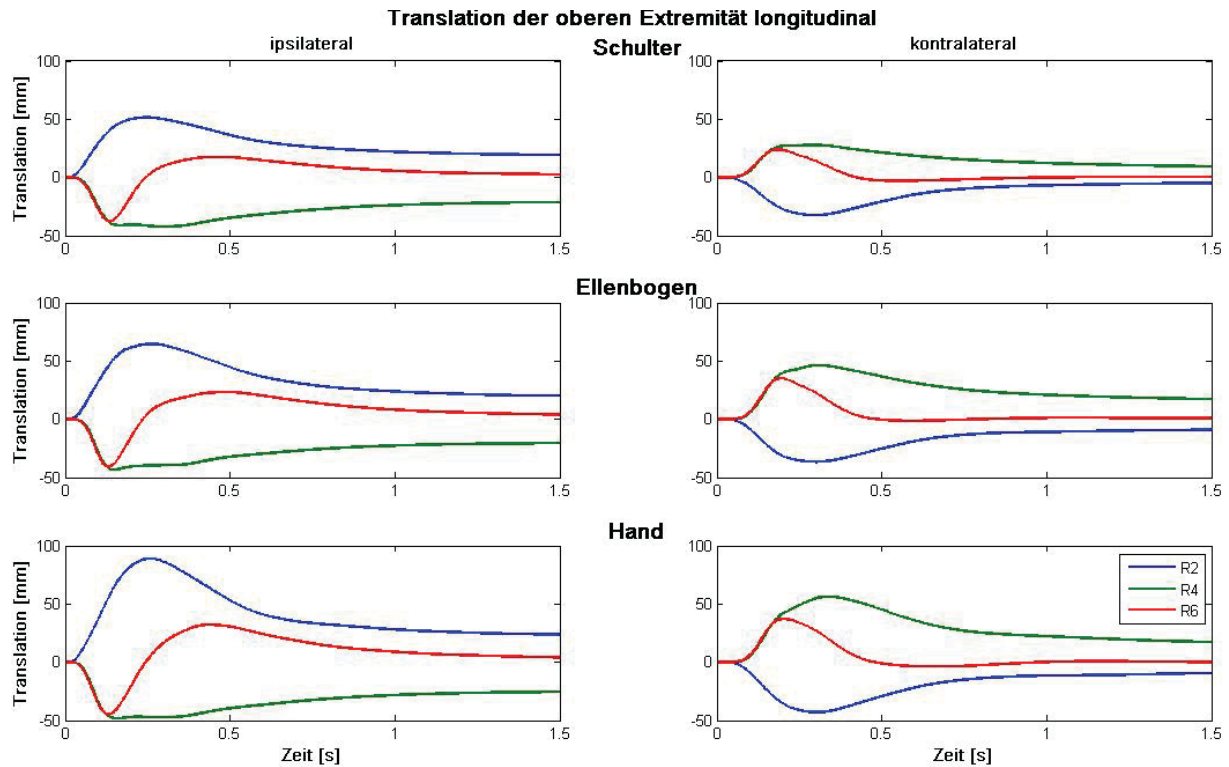


Abbildung 19 Translation der oberen Extremität – Longitudinale Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die translatorische Bewegungsreaktion der oberen Extremität auf die verschiedenen Störungen; Links – ipsilaterale Körperseite, Rechts – kontralaterale Körperseite, von oben nach unten: Schulter, Ellenbogen, Hand; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Weg in mm

Belastungsstörung

Nach einer plötzlichen Belastung werden die störungsnahen Marker der oberen Extremität nach kaudal gezogen. Die Hand bewegt sich um 52,9 mm (Std. 11,3 mm), der Ellenbogen um 46,6 mm (Std. 8,9 mm) und die Schulter um 46,8 mm (Std. 10,3 mm) nach unten. Die maximalen Bewegungsamplituden werden bereits nach 0,35 s, 0,33 s und 0,31 s erreicht. Anschließend verharren die Armsegmente zunächst in Nähe der maximalen Bewegungsamplitude und werden nur allmählich wieder nach oben bewegt. Auf der störungsfernen Körperseite kommt es zu einer Anhebung der Schulter um 28,8 (Std. 5,1 mm, T_{\max} 0,27 s), des Ellenbogens um 47,8 mm (Std. 11,3 mm, T_{\max} 0,30 s) und der Hand um 57,7 mm (Std. 15,0 mm, T_{\max} 0,34 s). Die Rückführung nach zur Ausgangsposition erfolgt etwas kontinuierlicher als auf der störungsnahen Seite.

Stoßartige Störung

Durch einen stoßartigen Zug an der Hand nach unten, werden ipsilateral die Hand um 45,0 mm (Std. 7,8 mm), der Ellenbogen um 41,3 mm (Std. 6,2 mm) und die Schulter um 38,0 mm (Std. 6,0 mm) zunächst nach unten gezogen. Nach 0,13 s, 0,13 s bzw. 0,14 s werden dabei die maximalen Bewegungsamplituden erreicht und die ipsilaterale obere Extremität wird wieder nach oben bewegt. Dies erfolgt in der Hand (33,5 mm, Std. 19,0 mm), im Ellenbogen (25,5 mm, Std. 11,8 mm) und in der Schulter (19,1 mm, Std. 9,7 mm) über den Ausgangswert. Anschließend werden alle Marker wieder auf das Ausgangsniveau abgesenkt. Auf der kontralateralen Körperseite kommt es nach Störungsbeginn zu einer Anhebung von Hand (38,1 mm, Std. 7,1 mm), Ellenbogen (36,2 mm, Std. 6,1 mm) und Schulter (24,5 mm, Std. 3,9 mm). Nach 0,21 s, 0,20 s und 0,19 s erfolgt die Umkehr der Bewegung und alle Marker nähern sich in longitudinaler Richtung wieder ihrer Position vor Störungsbeginn an (Vgl. Abbildung 24, Tabelle 47, Tabelle 48).

3.2.3.2 Kopf

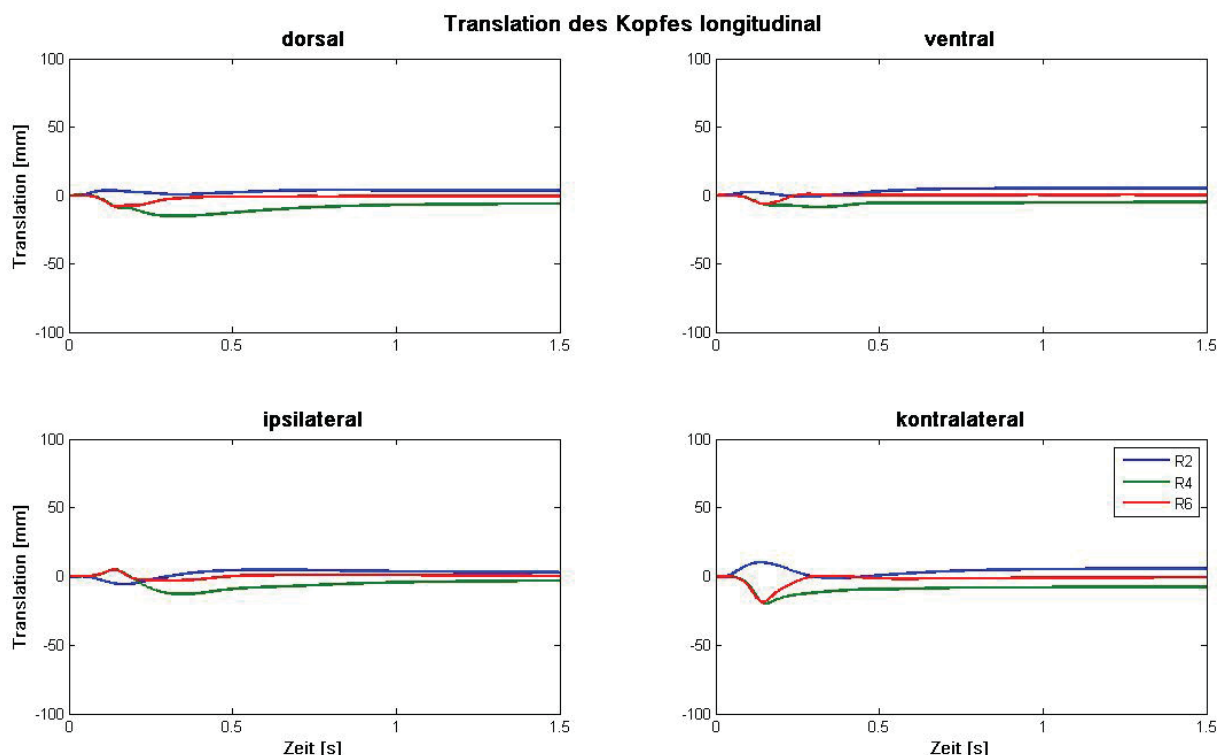


Abbildung 20 Translation des Kopfes – Longitudinale Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die translatorische Bewegungsreaktion der jeweiligen Kopfmarker auf die verschiedenen Störungen; Von links oben nach rechts unten: dorsaler, ventraler, ipsilateraler und kontralateraler Kopfmarker; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Weg in mm

Entlastungsstörung

In Folge einer Entlastung kommt es zu einer Anhebung des dorsalen (5,8 mm, Std. 4,4 mm, T_{\max} 0,68 s), des ventralen (7,2 mm, Std. 7,0 mm, T_{\max} 1,1 s) und des kontralateralen Kopfmarkers (10,9 mm, Std. 5,6 mm, T_{\max} 0,22 s). Der ipsilaterale Kopfmarker wird abgesenkt (6,4 mm, 3,9 mm, T_{\min} 0,16 s).

Belastungsstörung

Durch eine plötzlich auftretende Belastung kommt es tendenziell zu einer Absenkung aller Kopfmarker. Dies erfolgt kontralateral um 20,4 mm (Std. 5,2 mm, T_{\max} 0,17 s), ventral um 11,1 mm (Std. 7,0 mm, T_{\max} 0,53 s), ipsilateral um 13,7 mm (Std. 8,4 mm, T_{\max} 0,33 s) und dorsal um 16,7 mm (Std. 7,5 mm, T_{\max} 0,35 s). Bei allen Kopfmarkern erfolgt anschließend eine stetige Annäherung an den Ausgangswert.

Stoßartige Störung

Wie auch bei einer Belastungsstörung werden nach einer stoßartigen Störung der kontralaterale Kopfmarker um 19,0 mm (Std. 4,6 mm, T_{\max} 0,15 s), der ventrale um 7,8 mm (Std. 4,0 mm, T_{\max} 0,27 s), der ipsilaterale um 5,6 mm (Std. 4,7 mm, T_{\max} 0,36 s) und der dorsale um 9,7 mm (Std. 4,2 mm, T_{\max} 0,20 s) abgesenkt. Die Rückführung der Kopfmarker erfolgt relativ schnell nach Erreichen der maximalen Bewegungsamplituden (Vgl. Abbildung 20, Tabelle 39, Tabelle 40).

3.2.3.3 Wirbelsäule

Entlastungsstörung

Nach einer plötzlichen Entlastung werden alle Wirbelkörper nach oben verschoben.

Dies erfolgt von Wirbelkörper C5 bis Wirbelkörper L4 im Mittel um 6,3 mm (Std. 3,9 mm). Die maximalen Bewegungsamplituden werden nach 0,28 s in der unteren Wirbelsäule früher erreicht als in der oberen Wirbelsäule, wo die Maxima im Mittel nach 0,51 s auftreten.

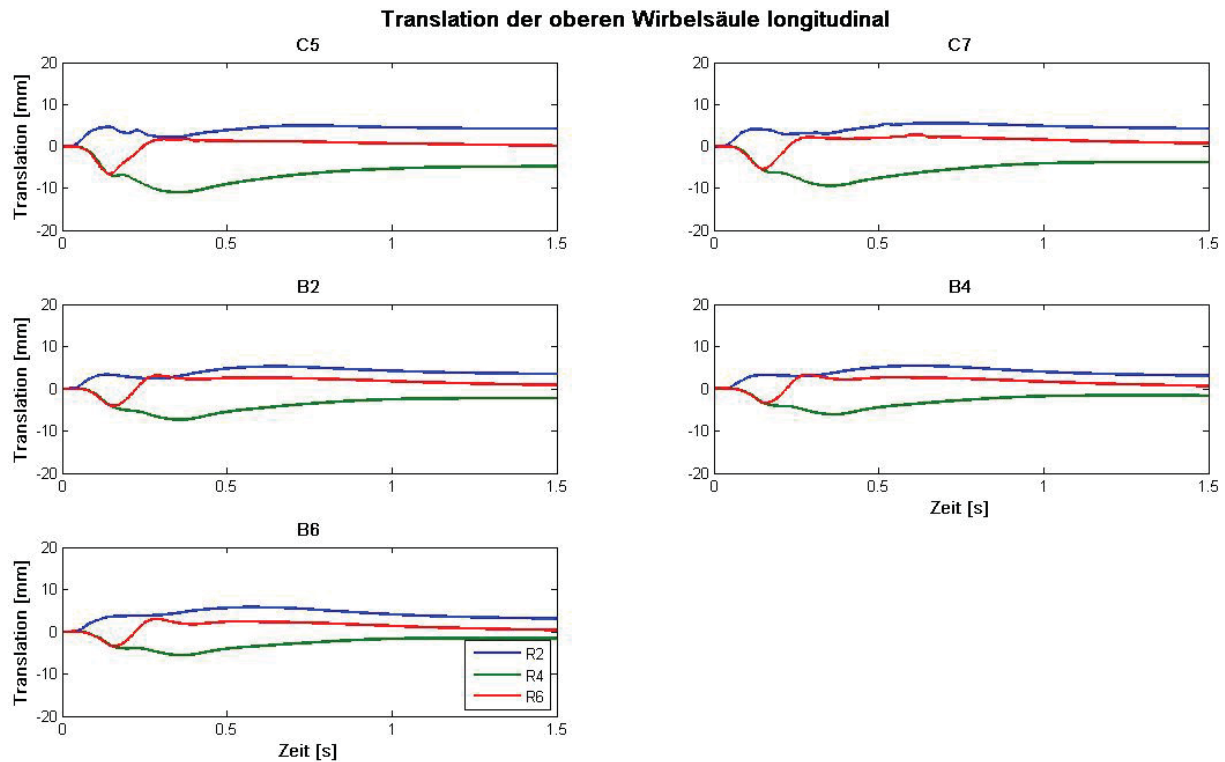


Abbildung 21 Translation der oberen Wirbelsäule – longitudinale Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die translatorische Bewegungsreaktion der jeweiligen Wirbelkörper auf die verschiedenen Störungen; Von links oben nach rechts unten: C5, C7, B2, B4, B6; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Weg in mm

Belastungsstörung

Nach einer Belastung werden alle Wirbelkörper nach unten verschoben. Im Mittel aller Wirbelkörper ergibt sich eine Verschiebung von 7,2 mm (Std. 4,4 mm) nach durchschnittlich 0,29 s.

Stoßartige Störung

Ähnlich einer Belastungsstörung, werden die Wirbelkörper bei einer stoßartigen Störung zunächst nach unten verschoben. Die Verschiebung nach kaudal beträgt im Mittel aller Wirbelkörper 4,1 mm (Std. 1,7 mm) und wird nach 0,17 s erreicht. Tendenziell verringert sich die Verschiebung mit tieferliegenden Wirbelkörpern. Nach Erreichen der Maximalamplitude werden die Wirbelkörper, um im Mittel 4,4 mm (Std. 3,2 mm) nach oben verschoben (Vgl. Abbildung 21, Abbildung 22, Tabelle 41, Tabelle 42, Tabelle 43, Tabelle 44).

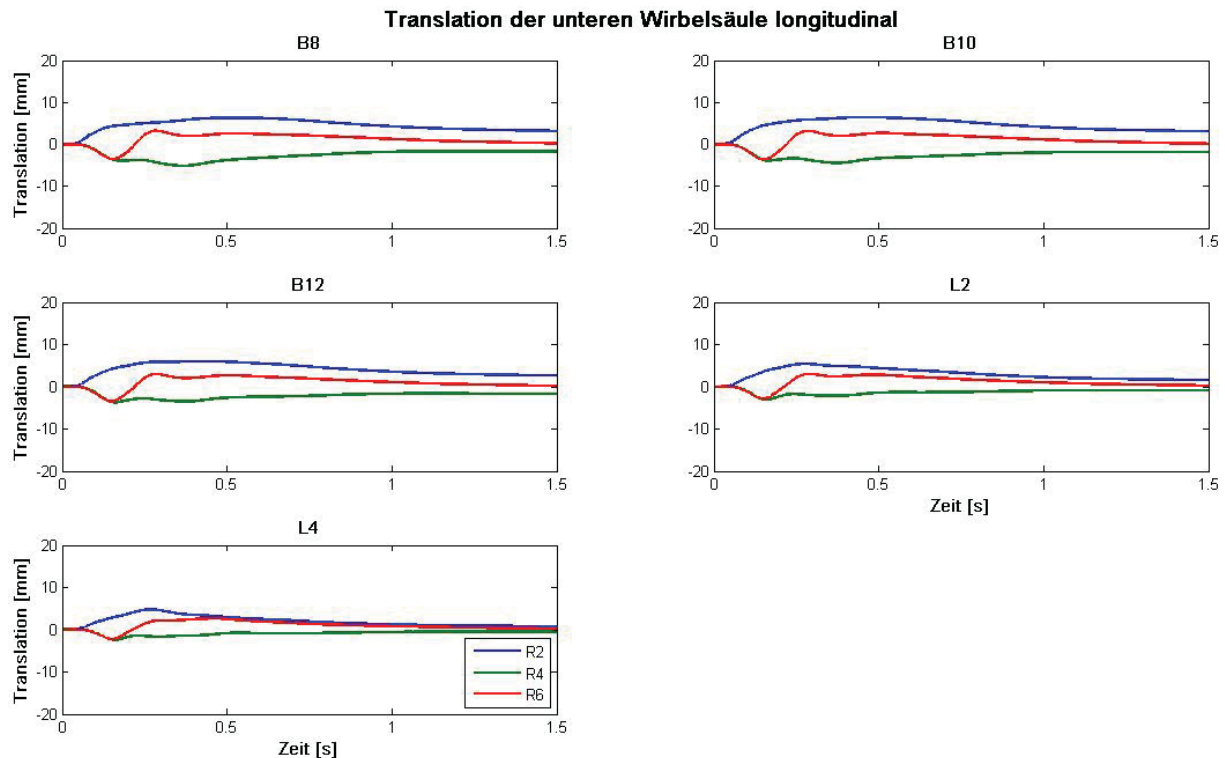


Abbildung 22 Translation der unteren Wirbelsäule – Longitudinale Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die translatorische Bewegungsreaktion der jeweiligen Wirbelkörper auf die verschiedenen Störungen; Von links oben nach rechts unten: B8, B10, B12, L2, L4; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Weg in mm

3.2.3.4 Becken

Entlastungsstörung

Nach einer Entlastungsstörung kommt es zu einer Anhebung des ipsilateralen SIAS (10,5 mm, Std. 3,3 mm, T_{\max} 0,27 s), SIPS (7,8 mm, Std. 3,3 mm, T_{\max} 0,26 s) und kontralateralen SIPS (2,8 mm, Std. 2,2 mm, T_{\max} 0,21s). Mit Erreichen der maximalen Bewegungsamplituden, erfolgt das Absinken der Marker auf das Ausgangsniveau. Der kontralaterale SIAS wird kontinuierlich auf 1,2 mm (Std. 1,2 mm, T_{\min} 0,83 s) unter Ausgangsniveau abgesenkt.

Belastungsstörung

In Folge einer Belastungsstörung werden ipsilateraler SIAS (4,9 mm, Std. 2,2 mm, T_{\min} 0,38 s), SIPS (6,1 mm, Std. 2,8 mm, T_{\min} 0,28 s) und kontralateraler SIPS (2,5 mm, Std. 1,4 mm, T_{\min} 0,22 s) abgesenkt. Der kontralaterale SIAS hingegen wird angehoben (11,2 mm, Std. 3,4 mm, T_{\min} 0,29 s). Nach Erreichen der Maximalamplitude verharren die Marker annähernd in diesen Positionen.

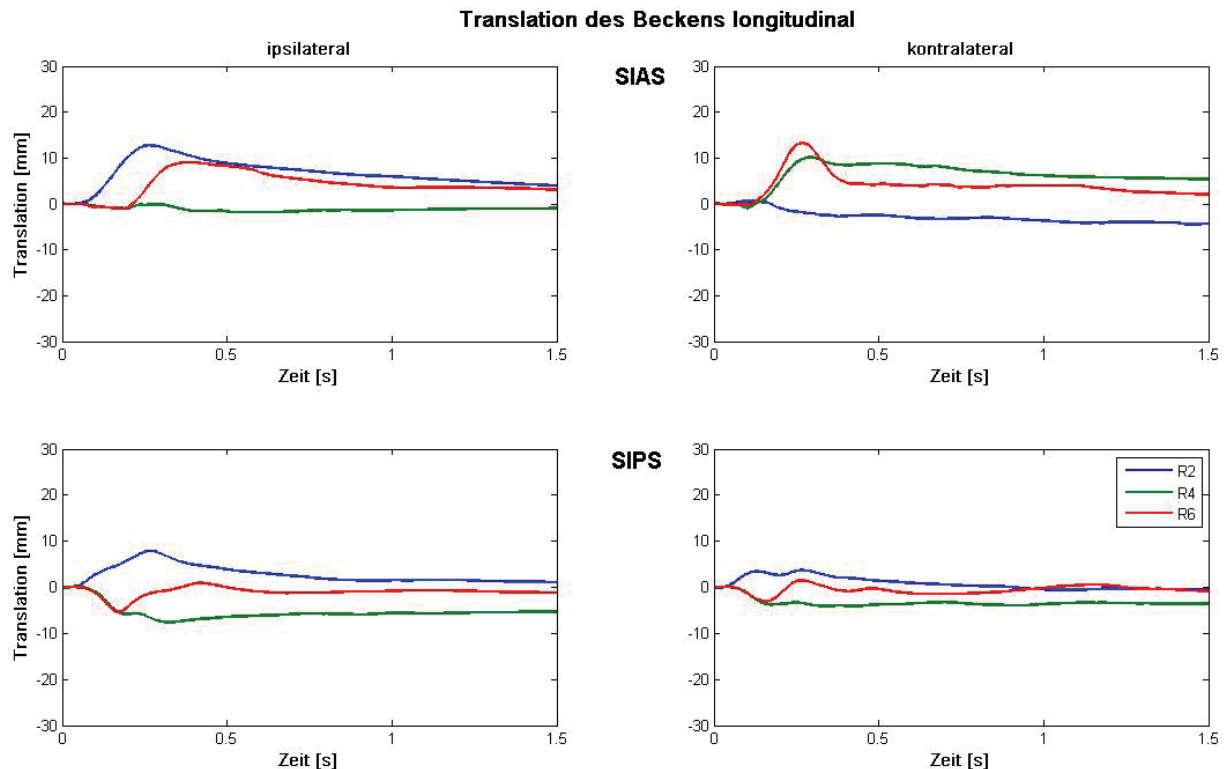


Abbildung 23 Translation des Beckens – Longitudinale Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die translatorische Bewegungsreaktion der jeweiligen Beckenmarker auf die verschiedenen Störungen; Links – ipsilaterale Körperseite, Rechts – kontralaterale Körperseite, von oben nach unten: SIAS, SIPS; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Weg in mm

Stoßartige Störung

Nach einer stoßartigen Störung werden die hinteren Beckenmarker abgesenkt. Dies erfolgt ipsilateral um 4,1 mm (Std. 1,8 mm, T_{\min} 0,19 s) bzw. kontralateral um 2,1 mm (Std. 1,2 mm, T_{\min} = 1,2 s). Anschließend erfolgt beidseits wieder eine rasche Anhebung der SIPS. Der ipsilaterale SIAS wird nach einer anfänglichen Absenkung (3,2 mm, Std. 1,9 mm) auf 3,9 mm (Std. 2,2 mm, T_{\max} 0,47 s) angehoben. Der kontralaterale SIAS verschiebt sich gleich nach Störungsbeginn um 11,3 mm (Std. 3,2 mm, T_{\max} 0,26 s) nach oben (Vgl. Abbildung 23, Tabelle 45, Tabelle 46). Die Rückführung beider SIAS erfolgt zögerlich und ist 1,5 s nach Störungsbeginn noch nicht vollständig abgeschlossen.

3.2.3.5 Untere Extremität

Entlastungsstörung

Durch eine Entlastungsstörung wird der ipsilaterale Trochanter Major um 9,3 mm (Std. 3,4 mm) angehoben, während der kontralaterale um 3,5 mm (Std. 2,0 mm)

abgesenkt wird. Nach 0,23 s bzw. 0,60 s nähert sich der Bewegungsverlauf jeweils seinem Ausgangswert an. Das Knie wird auf der ipsilateralen Körperseite um 3,2 mm (Std. 1,2 mm), und auf der kontralateralen Seite 1,6 mm (Std. 0,6 mm) angehoben. Im Malleolus lateralis treten Bewegungsamplituden im Bereich eines Millimeters auf.

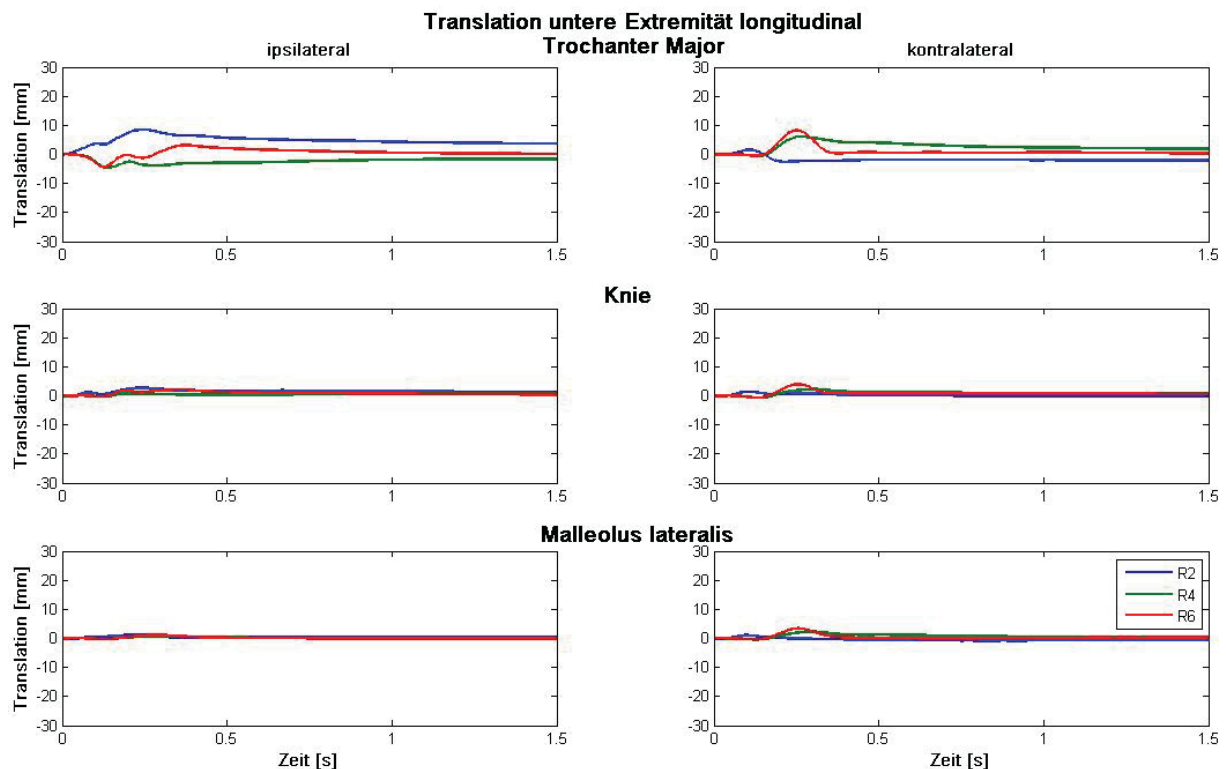


Abbildung 24 Translation der unteren Extremität – longitudinale Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die translatorische Bewegungsreaktion der unteren Extremität auf die verschiedenen Störungen; Links – ipsilaterale Körperseite, Rechts – kontralaterale Körperseite, von oben nach unten: Trochanter Major, Knie, Malleolus lateralis; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Weg in mm

Belastungsstörung

Auf der kontralateralen Körperseite kommt es zu einer Anhebung von Trochanter Major (6,7 mm, Std. 3,0 mm, T_{\max} 0,28 s), Knie (2,6 mm, Std. 1,9 mm, T_{\max} 0,49 s) und Malleolus lateralis (2,6 mm, Std. 1,8 mm, T_{\max} 0,47 s). Kontralateral wird der Trochanter Major um 6,3 mm (Std. 3,0 mm, T_{\min} 0,27 s) abgesenkt. Im Knie und Malleolus lateralis treten minimale Verschiebungen in longitudinaler Richtung auf. Die Auslenkung der Marker erfährt eine allmähliche Rückführung nach Erreichen der maximalen Amplituden.

Stoßartige Störung

In Folge einer stoßartigen Störung kommt es zu einer Anhebung des Trochanter Majors um 8,6 mm (Std. 3,4 mm, T_{\max} 0,25 s), des Knies um 4,2 mm (Std. 2,6 mm, T_{\max} 0,26 s) und des Malleolus lateralis um 3,6 mm (Std. 2,4 mm, T_{\max} 0,28 s) auf der kontralateralen Körperseite. Auf der ipsilateralen Körperseite wird der Trochanter Major um 5,3 mm (Std. 3,3 mm, T_{\min} 0,17 s) nach unten verschoben. Die Rückführung der Marker zur Ausgangsposition erfolgt sofort nach Erreichen der Maximalamplituden (Vgl. Abbildung 24, Tabelle 47, Tabelle 48).

3.2.4 Rotatorische Bewegungsreaktion in verschiedenen Körpersegmenten

3.2.4.1 Rotation im Ellenbogen

Entlastungsstörung

Nach einer plötzlichen Entlastung kommt es im ipsilateralen Arm zu einer durchschnittlichen Beugung des Ellenbogens um $17,0^\circ$ (Std. $6,1^\circ$), 0,22 s nach Störungsbeginn. Anschließend erfolgt eine leichte Streckung in Richtung Ausgangswert vor der Störung. Im kontralateralen Ellenbogengelenk zeigen sich leichte Schwankungen zwischen einer Beugung von maximal $0,7^\circ$ (Std. $0,5^\circ$) und einer maximalen Streckung von $2,6^\circ$ (Std. $1,6^\circ$).

Belastungsstörung

Bei einer plötzlich auftretenden Belastung zeigt sich eine Streckung des ipsilateralen Ellenbogens von $7,0^\circ$ (Std. $2,0^\circ$), welche nach 0,43 s erreicht wird. Dieses Niveau wird auch weiterhin beibehalten. Auf der kontralateralen Seite zeigt sich nach einer leichten Streckung von $1,1^\circ$ (Std. $0,9^\circ$), eine Beugung von $5,7^\circ$ (Std. $2,6^\circ$) nach 0,31 s.

Stoßartige Störung

Während einer stoßartigen Störung kommt es auf der ipsilateralen Seite zunächst zu einer Streckung des Ellenbogens um $5,9^\circ$ (Std. $1,9^\circ$) nach 0,11 s. Anschließend erfolgt eine Beugung um $7,9^\circ$ (Std. $5,3^\circ$), bevor sich der Winkel im ipsilateralen Ellenbogen nach 0,35 s wieder seinem Ausgangsniveau annähert. Auf der kontralateralen Körperseite zeigt sich nach einer kurzen Streckung des Ellenbogens

von $1,4^\circ$ (Std. $0,8^\circ$) eine Beugung von $4,7^\circ$ (Std. $2,1^\circ$), nach $0,24$ s. Anschließend pendelt sich der Winkel wieder auf seinem Ausgangsniveau ein (Vgl. Abbildung 25, Tabelle 49, Tabelle 50).

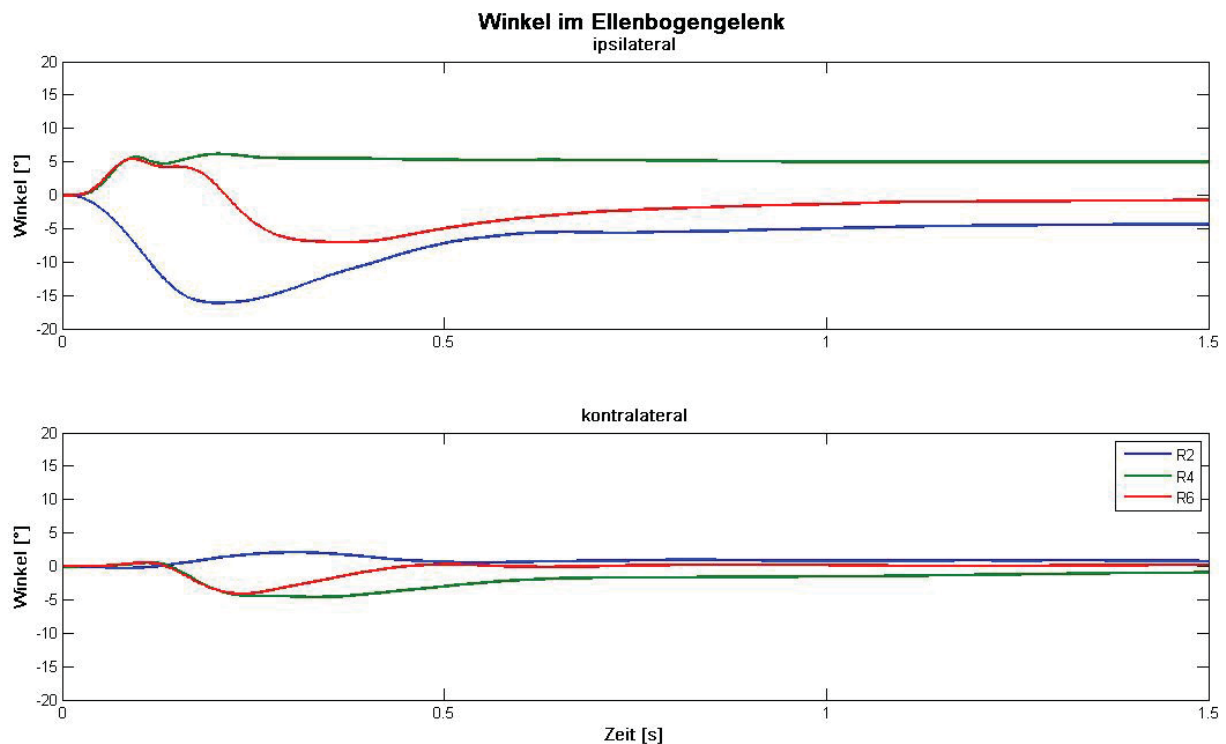


Abbildung 25 Rotation im Ellenbogen

Die Abbildung zeigt die rotatorische Bewegungsreaktion im Ellenbogengelenk auf die verschiedenen Störungen; oben – ipsilaterale Körperseite, unten – kontralaterale Körperseite; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Winkel in $^\circ$

3.2.4.2 Rotation der Schulterachse

Entlastungsstörung

Die Rotation der Schulterachse um die Longitudinalachse erfolgt nach einer plötzlichen Entlastung auf der ipsilateralen Körperseite zunächst um $1,1^\circ$ (Std. $0,8^\circ$, $0,62$ s) nach hinten. Anschließend erfolgt eine entgegengesetzte Rotation um $0,92^\circ$ auf der ipsilateralen Seite nach ventral. Um die Sagittalachse erfolgt eine Rotation der Schulterachse um $14,7^\circ$ (Std. $3,0^\circ$) auf der ipsilateralen Seite nach oben. Nach $0,26$ s kehrt sich der Verlauf wieder um und nähert sich dem Ausgangswinkel an.

Belastungsstörung

In Folge einer Belastungsstörung zeigen sich bei der Rotation der Schulter um die Longitudinalachse kleinere Schwankungen zwischen $1,3^\circ$ (Std. $0,9^\circ$) und $1,6^\circ$ (Std. $1,0^\circ$). Um die Sagittalachse rotiert die Schulterachse nach einer Belastung um $12,8^\circ$

(Std. $2,6^\circ$) auf der ipsilateralen Seite nach unten. Nach $0,27\text{ s}$ kehrt sich die Rotationsbewegung wieder um, um sich dem Ausgangswinkel stetig anzunähern.

Stoßartige Störung

Während einer stoßartigen Störung kommt es zu Rotationsschwankungen der Schulterachse um die Longitudinalachse zwischen $1,2^\circ$ (Std. $0,7^\circ$) und $1,5^\circ$ (Std. $1,0^\circ$). Um die Sagittalachse wird die Schulterachse zunächst um $9,8^\circ$ auf der ipsilateralen Seite nach unten verdreht, bevor sich der Verlauf nach $0,55\text{ s}$ umkehrt und sich ein Winkel von $4,0^\circ$ über dem Ausgangsniveau einstellt (Vgl. Abbildung 26, Tabelle 51, Tabelle 52).

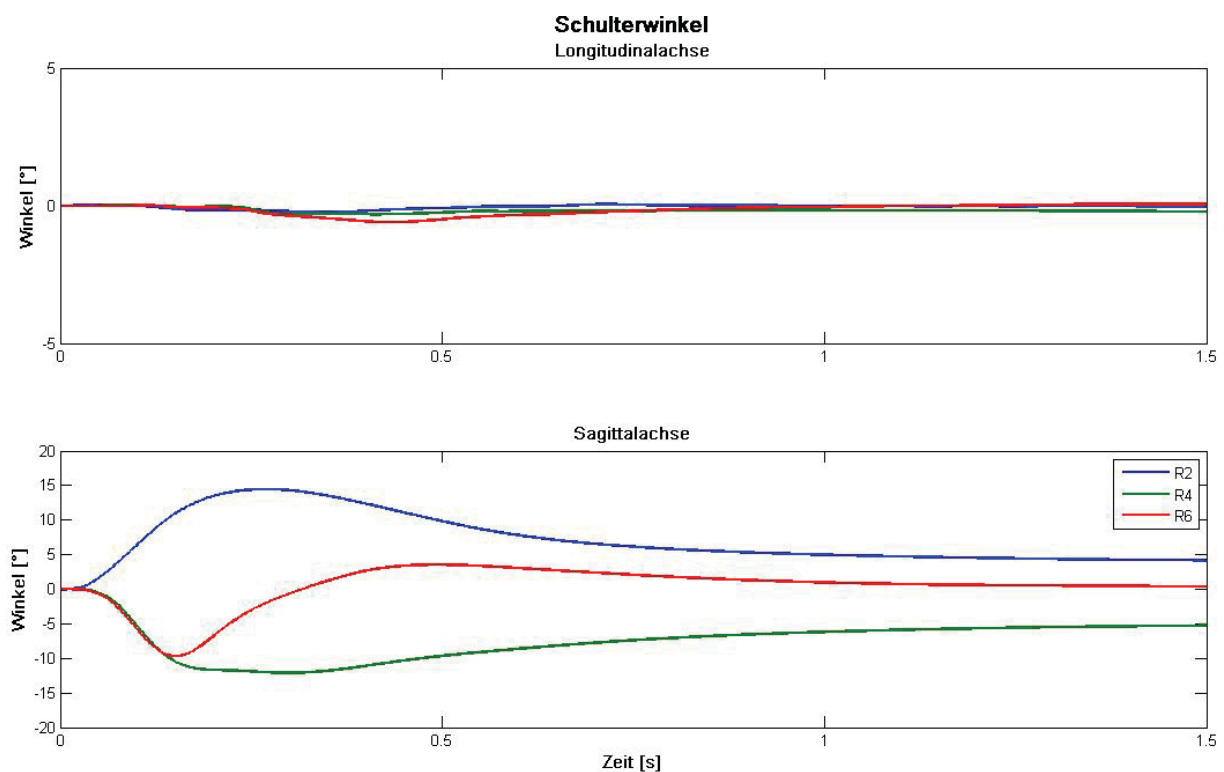


Abbildung 26 Rotation in der Schulterachse

Die Abbildung zeigt die rotatorische Bewegungsreaktion in der Schulterachse auf die verschiedenen Störungen; oben – Rotation um die Longitudinalachse, unten – Rotation um die Sagittalachse; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Winkel in $^\circ$

3.2.4.3 Rotation des Beckens

Entlastungsstörung

Um die Longitudinalachse zeigen sich im Becken nach einer Entlastungsstörung nur kleine Schwankungen. Das Becken rotiert auf der ipsilateralen Seite um $1,9^\circ$

(Std. $1,6^\circ$) nach dorsal, bevor sich nach 0,37 s eine Bewegungsumkehrung einstellt. Der Beckenwinkel um die Longitudinalachse nähert sich wieder dem Anfangswert an.

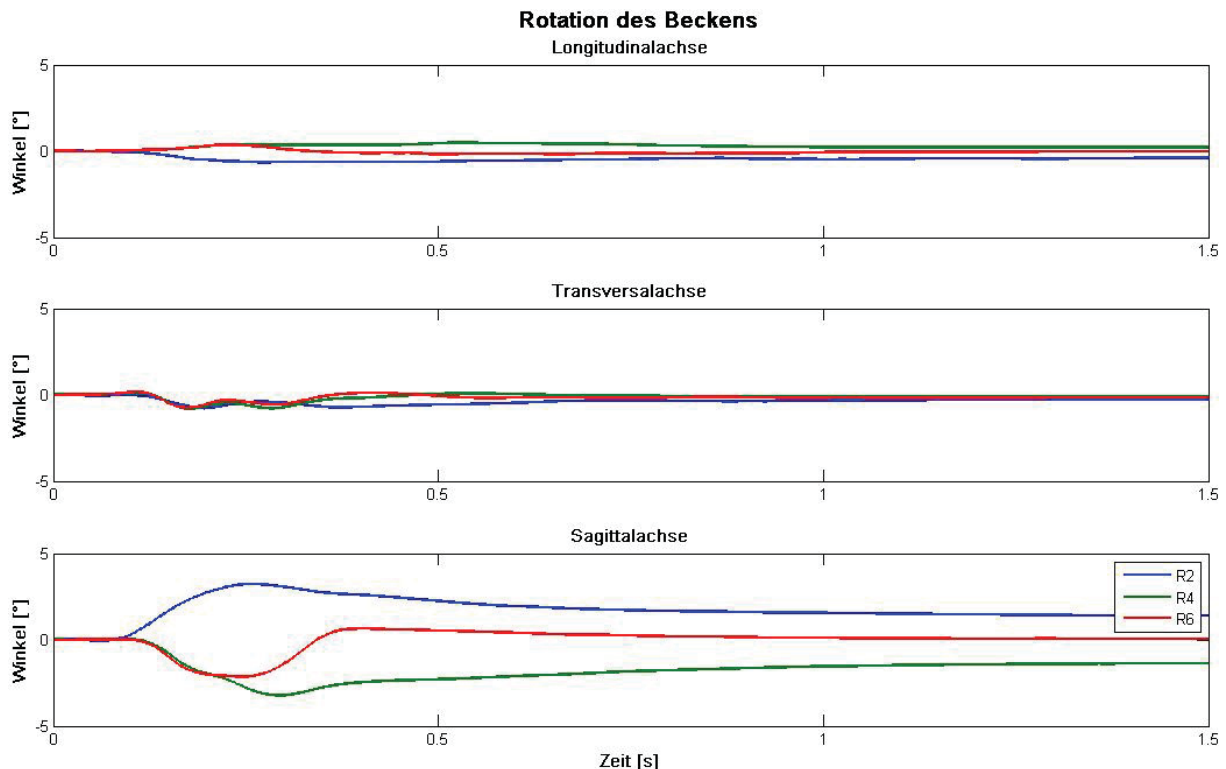


Abbildung 27 Rotation im Becken

Die Abbildung zeigt die rotatorische Bewegungsreaktion im Becken auf die verschiedenen Störungen; von oben nach unten: Rotation um die Longitudinalachse, Transversalachse, Sagittalachse; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Winkel in $^\circ$

Um die Transversalachse kommt es zu mehreren Schwankungen, tendenziell kommt es zu einer Abkipfung des Beckens nach hinten um $1,4^\circ$ (Std. $1,2^\circ$), nach 0,47 s.

Um die Sagittalachse rotiert das Becken auf der ipsilateralen Seite um $3,4^\circ$ (Std. $1,0^\circ$) nach oben. Nach 0,33 s kehrt sich die Rotation um und der Beckenwinkel nähert sich seiner Ausgangsstellung an.

Belastungsstörung

Nach einer plötzlichen Belastung rotiert das Becken um die Longitudinalachse auf der ipsilateralen Seite um $1,6^\circ$ (Std. $1,3^\circ$) nach ventral. Die maximale Rotationsamplitude wird dabei 0,9 s nach Störungsbeginn erreicht. Um die Transversalachse erfolgt ein Rückkippen des Beckens um $1,5^\circ$ (Std. $0,9^\circ$, 0,46 s). 0,3 s nach Störungsbeginn wird die maximale Rotationsamplitude um die Sagittalachse erreicht. Das Becken rotiert auf der ipsilateralen Körperseite um $3,5^\circ$

abwärts. Alle Rotationsverläufe nähern sich in Folge des Erreichens ihrer maximalen Amplitude wieder ihrem Ausgangsniveau vor Störungsbeginn an.

Stoßartige Störung

Nach einer stoßartigen Störung rotiert das Becken um die Sagittalachse zunächst um $1,5^\circ$ (Std. $1,3^\circ$, 0,3 s) nach ventral. Anschließend erfolgt eine rasche Annäherung an das Ausgangsniveau. Um die Transversalachse kommt es zu Rückkipfung des Beckens. Hierbei wird die maximale Amplitude von $1,5^\circ$ (Std. $0,8^\circ$) nach 0,27 s erreicht. Die Rotation um die Sagittalachse erfolgt nach einer Belastungsstörung, auf der ipsilateralen Seite um $2,6^\circ$ (Std. $0,7^\circ$, 0,23 s) nach unten. Anschließend wird das Becken entgegen gerichtet um 1° (Std. $0,6^\circ$) über den Ausgangswert gekippt, bevor es sich wieder seiner Ausgangsstellung nähert (Vgl. Abbildung 27, Tabelle 55, Tabelle 56).

3.2.4.4 Rotation des Rumpfes

Entlastungsstörung

Die Rotation des Rumpfes bzw. die Verdrehung zwischen Schulter und Beckenachse nach einer Entlastungsstörung erfolgt nur minimal. Es ergeben sich Schwankungen zwischen $2,2^\circ$ (Std. $2,0^\circ$) und $-1,5^\circ$ (Std. $1,8^\circ$). Um die Sagittalachse erfolgt eine Rotation des Rumpfes um $11,8^\circ$ (Std. $2,8^\circ$) nach 0,26 s. Auf der ipsilateralen Seite vergrößert sich der Abstand zwischen Becken und Schulter, auf der kontralateralen Seite verkleinert er sich.

Belastungsstörung

Um die Longitudinalachse erfolgen nach einer Belastungsstörung ebenso geringe Verdrehungen des Rumpfes wie bei einer Entlastungsstörung. Die auftretenden Amplituden zwischen $1,8^\circ$ (Std. $1,5^\circ$) und $-2,8^\circ$ (Std. $1,8^\circ$) sind gering. Die Rotation um die Sagittalachse erfolgt um $10,6^\circ$ (Std. $2,3^\circ$) nach 0,22 s. Auf der ipsilateralen Seite nähern sich Becken und Schulterachse an. Es kommt zu einer Verbiegung des Rumpfes zur ipsilateralen Seite.

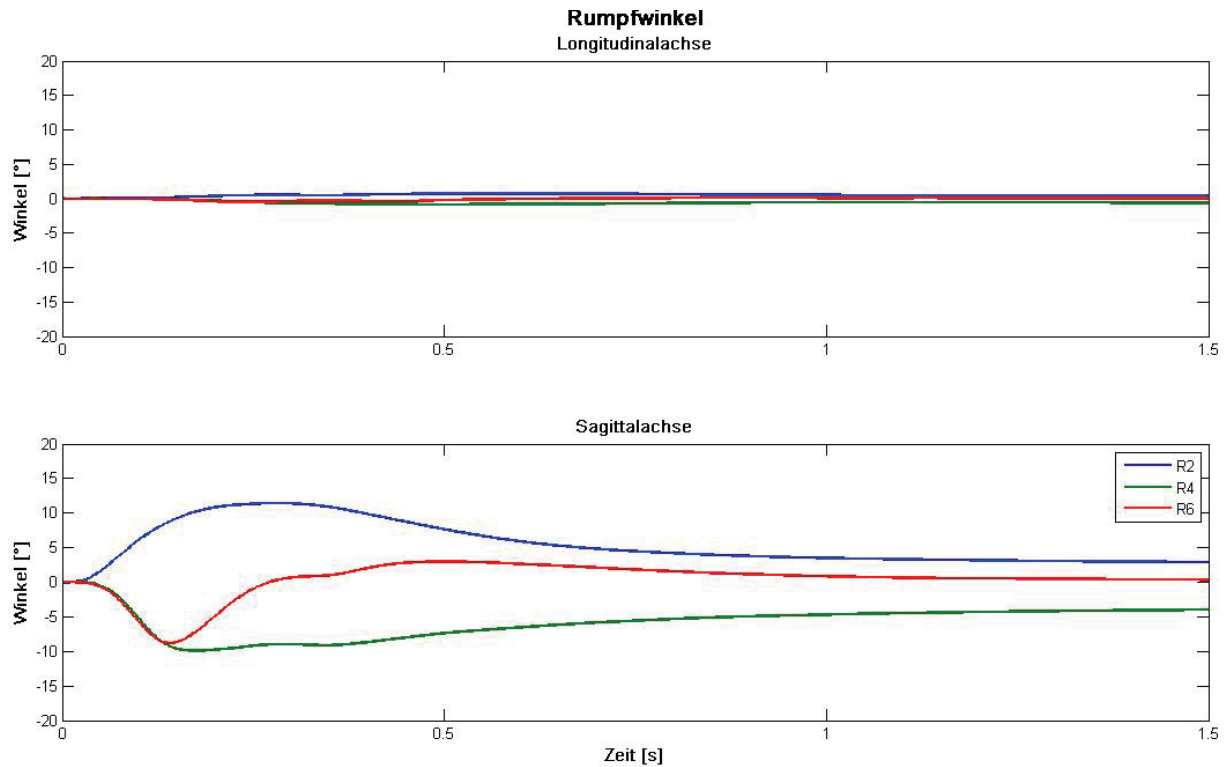


Abbildung 28 Rotation im Rumpf

Die Abbildung zeigt die rotatorische Bewegungsreaktion im Rumpf auf die verschiedenen Störungen; oben – Rotation um die Longitudinalachse, unten – Rotation um die Sagittalachse; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Winkel in °

Stoßartige Störung

Mit Amplituden zwischen $1,7^\circ$ (Std. $1,4^\circ$) und $-2,3^\circ$ (Std. $1,6^\circ$) erfolgt um die Longitudinalachse ebenso nur eine geringe Verdrehung des Rumpfes. 0,14 s nach Störungsbeginn der stoßartigen Störung kommt es im Rumpf zu einer Verbiegung von $8,4^\circ$ (Std. $1,8^\circ$) zur ipsilateralen Seite. Anschließend erfolgt eine rasche Rotation in die entgegengesetzte Richtung. Der Rumpf rotiert um $3,5^\circ$ (Std. $2,3^\circ$) zur kontralateralen Seite, um sich anschließend wieder seiner Ausgangsposition anzunähern (Vgl. Abbildung 28, Tabelle 53, Tabelle 54).

3.2.4.5 Rotation in den unteren Extremitäten

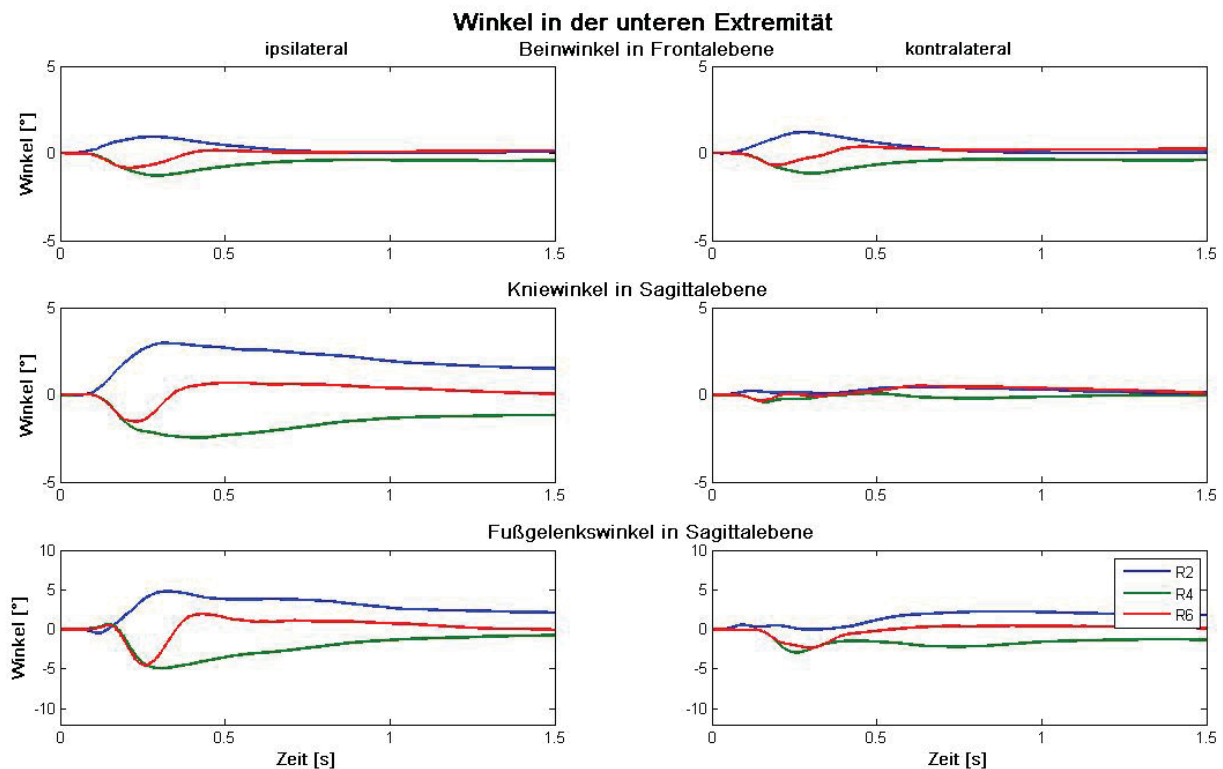


Abbildung 29 Rotation in der unteren Extremität

Die Abbildung zeigt die rotatorische Bewegungsreaktion in der unteren Extremität auf die verschiedenen Störungen; Links – ipsilaterale Körperseite, Rechts – kontralaterale Körperseite von oben nach unten: Beinwinkel in Frontalebene, Kniewinkel, Fußgelenkwinkel; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Winkel in °

Entlastungsstörung

Nach einer plötzlichen Entlastung kommt es auf der ipsilateralen Körperseite zu einer Rotation der Beins um das Fußgelenk zur ipsilateralen Seite um 1 ° (Std. 0,3 °) nach 0,28 s, zu einer Streckung des Knies um 3,6 ° (Std. 2,2 °) nach 0,50 s und zu einer Beugung im Sprunggelenk von 1,6 ° (Std. 2,5 °) nach 0,34 s. Mit zunehmender Zeit nach Störungsende nähern sich die Winkel wieder ihrem Ausgangsniveau an. Auf der kontralateralen Seite kommt es bei der Rotation der Beine ebenfalls zu einer Rotation um das Sprunggelenk zur ipsilateralen Seite um 1,2 ° (Std. 0,3 °). Das kontralaterale Bein wird um 1,0 ° (Std. 0,7 °) im Kniegelenk nach 0,55 s und um 3,3 ° (Std. 2,3 °) nach 0,49 s gestreckt. Der Winkel des Beins in Frontalebene, sowie des Knies nähern sich anschließend wieder ihrem Ausgangsniveau an.

Belastungsstörung

Sowohl das ipsilaterale als auch kontralaterale Bein rotieren nach einer Belastungsstörung um das Sprunggelenk zur kontralateralen Seite. Dabei treten die maximale Amplituden von $1,3^\circ$ (Std. $0,4^\circ$) und $1,2^\circ$ (Std. $0,4^\circ$), $0,34$ bzw. $0,33$ s nach Störungsbeginn auf. Anschließend erfolgt eine Umkehr des Rotationsverlaufes Richtung Ausgangswert. Auf der ipsilateralen als auch auf der kontralateralen Seite kommt es zu einer Beugung im Knie und im Sprunggelenk. Die maximalen Amplituden betragen dabei $3,0^\circ$ / $5,8^\circ$ / $1,4^\circ$ und $4,2^\circ$ (ipsilateral: Knie- / Fußgelenk, kontralateral: Knie- / Fußgelenk, Std. $1,4$ / $3,1$ / $1,0$ / $3,1^\circ$) und werden nach $0,44$ / $0,34$ s / $1,01$ s bzw. $0,48$ s erreicht.

Stoßartige Störung

Nach einer stoßartigen Störung rotieren beide Beine um das Sprunggelenk in Frontalebene zur kontralateralen Seite (ipsilateral: $0,7^\circ$, Std. $0,2^\circ$, T_{\min} $0,22$ s; kontralateral: $0,9^\circ$ (Std. $0,2^\circ$, T_{\min} $0,20$ s). Das Knie auf der störungsnahen Körperseite wird um $2,1^\circ$ (Std. $0,7^\circ$, T_{\min} $0,23$ s), auf der störungsnahen Seite um $1,1^\circ$ (Std. $0,9^\circ$, T_{\min} $0,30$ s) gebeugt. Im Sprunggelenk kommt es ebenfalls zu einer Beugung sowohl ipsilateral ($5,3^\circ$, Std. $2,8^\circ$, T_{\min} $0,30$ s), als auch kontralateral ($3,8^\circ$, Std. $3,1^\circ$, T_{\min} $0,30$ s). Die Gegenrotation erfolgt in allen Gelenken im Anschluss an die maximale Rotationsamplitude (Vgl. Abbildung 29, Tabelle 57, Tabelle 58).

3.2.5 Bodenreaktionskräfte

Entlastungsstörung

Nach einer Entlastungsstörung kommt es zu einer Entlastung des ipsilateralen Beins um $386,9$ N (Std. $48,7$ N, T_{\min} $0,25$ s) und des kontralateralen Beins um $76,8$ N (Std. $12,3$ N, T_{\min} $0,09$ s). Während das ipsilaterale Bein weiterhin entlastet wird, wird das kontralaterale Bein mit $212,9$ N (Std. $44,4$ N) anschließend belastet. Diese Belastungsverteilung wird anschließend annähernd beibehalten.

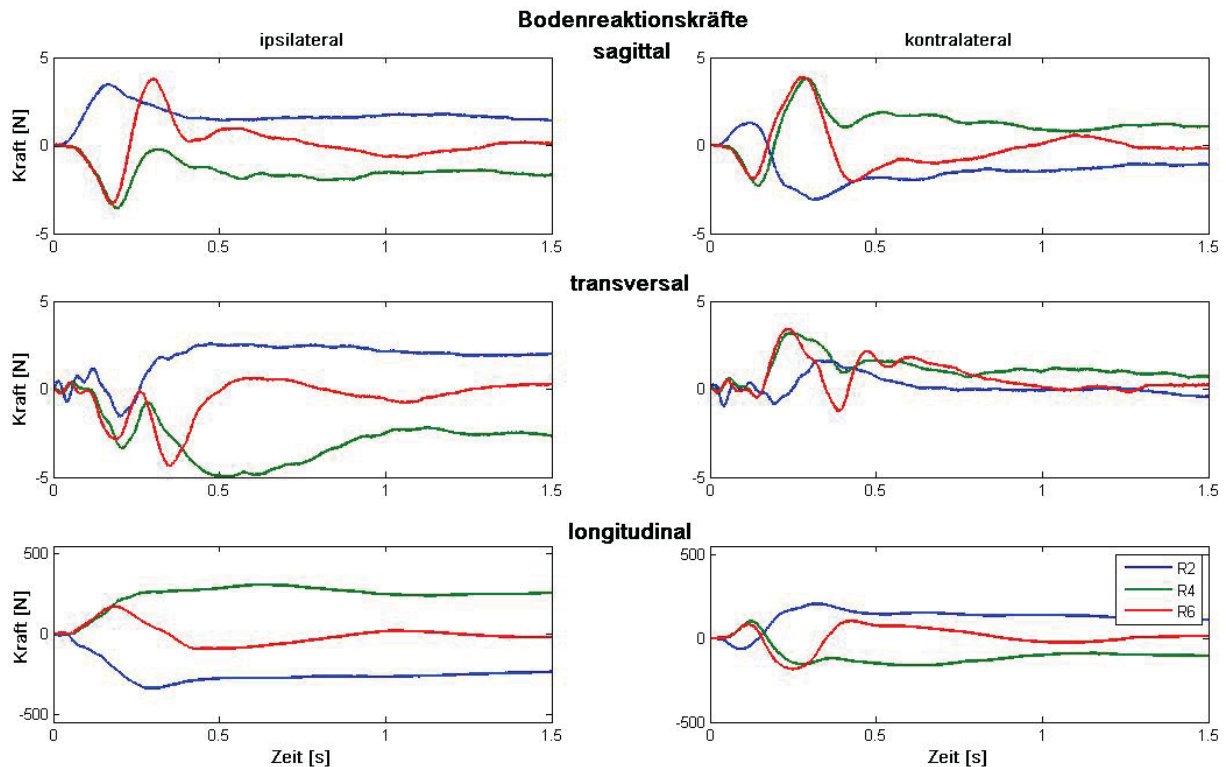


Abbildung 30 Darstellung der Bodenreaktionskräfte

Die Abbildung zeigt Bodenreaktionskräfte während der verschiedenen Störungen; Links – ipsilaterale Körperseite, Rechts – kontralaterale Körperseite; von oben nach unten: F_x , F_y , F_z ; blau – Entlastungsstörung, grün – Belastungsstörung, rot – stoßartige Störung; X-Achse – Zeit in s, Y-Achse – Kraft in N

Belastungsstörung

In Folge einer Belastungsstörung kommt es zu einer Belastung des ipsilateralen Beins mit 293,0 N (Std. 43,4 N, T_{\max} 0,33 s). Das kontralaterale Bein wird zunächst auch belastet (124,1 N, Std. 18,4 N, T_{\max} 0,13 s), anschließend erfolgt jedoch eine Entlastung des Beins um 181,5 N (Std. 38,8 N, T_{\min} 0,30 s). Die Verteilung der Belastung wird mit anhaltender Belastung des Arms weiter beibehalten.

Stoßartige Störung

Nach einer stoßartigen Störung kommt es zu einer Belastung des ipsilateralen Beins 186,9 N (Std. 43,7 N, T_{\max} 0,17 s). Anschließend erfolgt der Rückgang der Belastung auf das Ausgangsniveau vor Störungsbeginn. Im kontralateralen Bein kommt es zunächst zu einer Belastung (124,4 N, Std. 18,8 N, T_{\max} 0,16 s). Anschließend kommt es zu einer Entlastung des Beins um 214,0 N (Std. 37,2 N, T_{\min} 0,23 s), bevor auch hier die Belastung des Beins wieder die Ausgangssituation erreicht.

3.2.6 Zusammenfassung

Zusammenfassend sind in Abbildung 31 die mittleren Bewegungsreaktionen der Probanden in ihrer maximalen Ausprägung für alle drei Störungstypen (Entlastungs- und Belastungsstörung, sowie stoßartige Störung) dargestellt.

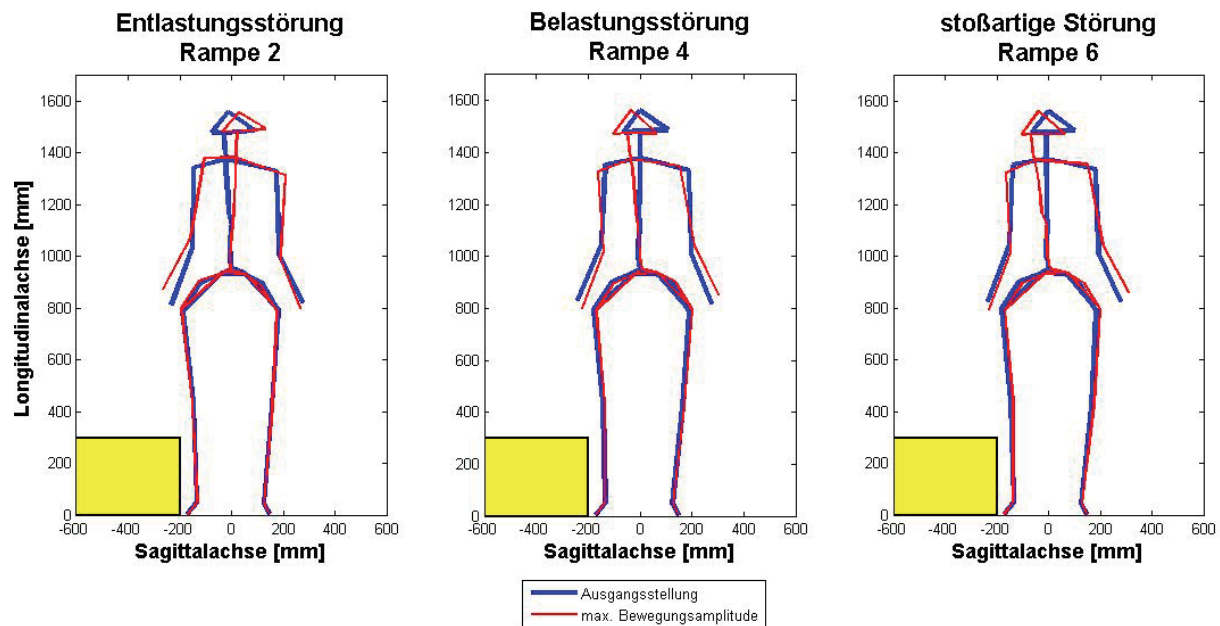


Abbildung 31 Zusammenfassung der Bewegungsreaktion bei den unterschiedlichen Belastungstypen in der Frontalebene

Die Abbildung zeigt jeweils schematisch den Probanden in seiner Ausgangsstellung (blau) bzw. seiner maximal ausgelenkten Amplitude (rot) in Reaktion auf die jeweilige Störung neben dem Störgerät (gelb); von links nach rechts: Entlastungsstörung, Belastungsstörung, stoßartige Störung

Bei einer plötzlichen Entlastung des Arms des Probanden kommt es zu einer translatorischen Bewegung der Hände, des Beckens und der Wirbelkörper L2 und L4 zur ipsilateralen Körperseite. Hingegen werden beide Schultern, sowie die Wirbelkörper C7 bis B12 zur kontralateralen Seite verschoben. Es erfolgt eine Beugung des Ellenbogengelenks auf der ipsilateralen Seite, die Schulterachse rotiert um die KTA auf der ipsilateralen Seite nach oben, ebenso das Becken. Die Wirbelsäule krümmt sich zur kontralateralen Seite. Beide Beine rotieren in der Frontalebene um das Sprunggelenk zur ipsilateralen Seite. Das Bein der ipsilateralen Seite wird im Knie und Fußgelenk gestreckt. Bei den Bodenreaktionskräften zeigen sich eine plötzliche Entlastung des ipsilateralen Beins, und eine Belastung des kontralateralen Beins. Nach einer kurzen Phase der Stabilisierung des

Bewegungsapparates, erfolgt die Annäherung der untersuchten Parameter an den jeweiligen Wert vor Auftreten der Störung.

Kommt es zu einer plötzlichen Belastung des Arms (Belastungsstörung), werden die Hände, das Becken und die Wirbelkörper L2 und L4 zur kontralateralen Seite geführt. Die Schultern und die Wirbelkörper C7 bis B12 bewegen sich hingegen zur ipsilateralen Seite. Es kommt zu einer Streckung im störungsnahen Ellenbogengelenk. Die Schulter- und die Beckenachse rotieren um die Körpertiefenachse, auf der kontralateralen Seite nach oben. Es kommt zu einer Biegung der Wirbelsäule zur ipsilateralen Seite. Beide Beine rotieren um das Sprunggelenk zur kontralateralen Seite. Im störungsnahen Bein erfolgt eine Beugung von Knie- und Sprunggelenk. Es kommt zu einer Belastung, was sich in einem Anstieg der ipsilateralen Bodenreaktionskraft äußert. Auf der kontralateralen Seite zeigt sich nach einem kurzzeitigen Anstieg der Bodenreaktionskraft, eine deutliche Entlastung des Beins. Nach Störungsende erfolgt eine Annäherung der Parameter an das Ausgangsniveau vor Störungsbeginn.

Bei stoßartigen Störungen kommt es bei den Probanden zunächst zu Reaktionen, die in starkem Maße denen einer Belastungsstörung ähneln. Nach dem raschen Ende der Störung erfolgt eine Bewegungsumkehr. Die Bewegungsamplituden bzw. Bodenreaktionskräfte nähern sich wieder ihrem Ausgangswert an, bzw. überschreiten diesen in die entgegengesetzte Richtung, bevor sie sich endgültig auf dem Niveau vor der Störung einpendeln. Die Reaktion auf eine stoßartige Störung kann somit als Kombination der Bewegungen nach Be- und Entlastungsstörungen angesehen werden.

Bei allen drei untersuchten Störungstypen treten in Folge am Arm applizierter Störungen, Bewegungsreaktionen im gesamten Körper auf. Die Hypothese H_1 kann somit angenommen werden.

3.3 Abhängigkeit der Bewegungsreaktion von der Standbreite der Probanden

Wie in Abschnitt 2.2.1.3 beschrieben, wurden zur Untersuchung des Einflusses der Standbreite auf die Bewegungsreaktion des Probanden die Versuche im schmalen und im breiten Stand durchgeführt. Zur Auswertung wurden dabei die Versuche mit offenen Augen heran gezogen. Um den Einfluss der Standbreite auf die Bewegungsreaktion zu erfassen, wurden die maximalen Schwankungsamplituden in Folge der Belastung erfasst. Diese berechneten sich jeweils aus der Differenz zwischen Maximum und Minimum im Bewegungsablauf des jeweiligen Markers / Körpersegments oder Winkels.

3.3.1 Bewegungsreaktion bei unterschiedlicher Standbreite in sagittaler Bewegungsrichtung

3.3.1.1 Obere Extremität

In transversaler Bewegungsrichtung lassen sich im Bereich der oberen Extremität lediglich in der störungsfernen Hand bei einer Belastungsstörung und im störungsfernen Ellenbogen bei Belastungsstörungen und stoßartigen Störungen signifikante Unterschiede zwischen verschiedenen Standbreiten feststellen. Die Bewegungsamplitude der kontralateralen Hand ist im schmalen Stand bei Entlastungsstörungen signifikant größer (gep. Diff. -6,2 mm, Std. 18,4 mm, $p = 0,05$).

Der kontralaterale Ellenbogen zeigt sowohl bei Belastungsstörungen (gep. Diff. - 5,5 mm, Std. 10,8 mm, $p = 0,01$), als auch bei stoßartigen Störungen (gep. Diff. - 4,0 mm, Std. 9,7 mm, $p = 0,02$) im schmalen Stand signifikant größere Schwankungen (Vgl. Tabelle 61).

3.3.1.2 Kopf

Der ventrale Kopfmarker zeigt bei Be- und Entlastungsstörungen signifikant größere Schwankungsamplituden im schmalen Stand. Die Differenz der Bewegungsamplitude beträgt bei Entlastungsstörungen -6,5 mm (Std. 11,3 mm, $p = 0,03$) und bei Belastungsstörungen um -6,8 mm (Std. 16,0 mm, $p = 0,05$) zwischen den Standarten. Der dorsale Kopfmarker hingegen schwankt bei breiter Standbreite bei stoßartigen Störungen um 2,2 mm (Std. 5,6 mm, $p = 0,02$) stärker (Vgl. Tabelle 61).

3.3.1.3 Wirbelsäule

In transversaler Bewegungsrichtung zeigt lediglich der Wirbelkörper C5 bei Entlastungsstörungen (gep. Diff. -4,3 mm, Std. 11,5 mm, $p = 0,04$) signifikant größere Bewegungsamplituden bei schmaler Standbreite. Bei Belastungsstörungen zeigen alle Wirbelkörper größere, aber statistisch nicht signifikante, Bewegungsamplituden im schmalen Stand (Vgl. Tabelle 61).

3.3.1.4 Becken

Im Vergleich zwischen schmaler und breiter Standbreite können im Becken keine statistisch signifikanten Unterschiede der Bewegungsamplituden festgestellt werden. Tendenziell zeigen aber alle Marker bei allen Störungsarten, mit Ausnahme des kontralateralen SIPS bei Entlastungsstörungen, im schmalen Stand größere Bewegungsschwankungen (Vgl. Tabelle 61).

3.3.1.5 untere Extremität

In den unteren Extremitäten zeigen sich im schmalen Stand sowohl bei Be- als auch bei Entlastungsstörungen im ipsilateralen Malleolus lateralis (gep. Diff. -0,7 mm, Std. 1,8 mm, $p = 0,03$ / gep. Diff. -1,3 mm, Std. 1,8 mm, $p = 0,00$), im kontralateralen Malleolus lateralis (gep. Diff. -2,0 mm, Std. 1,7 mm, $p = 0,00$ / gep. Diff. -1,7 mm, Std. 1,7 mm, $p = 0,00$) und im kontralateralen Knie (gep. Diff. -4,3 mm, Std. 7,8 mm, $p = 0,00$ / gep. Diff. -6,4 mm, Std. 7,1 mm, $p = 0,00$) signifikant größere Bewegungsamplituden als im breiten Stand. Ebenso können im schmalen Stand bei stoßartigen Störungen am störungsfernen Malleolus lateralis (gep. Diff. -1,5 mm, Std. 1,7 mm, $p = 0,00$) und am störungsfernen Knie (gep. Diff. -2,7 mm, Std. 7,7 mm, $p = 0,04$) signifikant größere Bewegungsamplituden festgestellt werden (Vgl. Tabelle 61).

3.3.2 Bewegungsreaktion bei unterschiedlicher Standbreite in transversaler Bewegungsrichtung

3.3.2.1 Obere Extremität

Auf der ipsilateralen Körperseite können im Bereich der Hand keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Bewegungsamplituden in transversaler Bewegungsrichtung festgestellt werden. Im Ellenbogen zeigen sich bei Entlastungsstörungen (gep. Diff. -5,6 mm, Std. 11,3 mm, $p = 0,01$) und

Belastungsstörungen (gep. Diff. -6,5 mm, Std. 8,6 mm, $p = 0,00$) und in der Schulter bei Belastungsstörungen (gep. Diff. -8,3 mm, Std. 12,8 mm, $p = 0,00$) signifikant größere Bewegungsamplituden im schmalen Stand. Bei stoßartigen Störungen hingegen, bewegt sich die Schulter im breiten Stand stärker (gep. Diff. -4,8 mm, Std. 4,4 mm, $p = 0,00$).

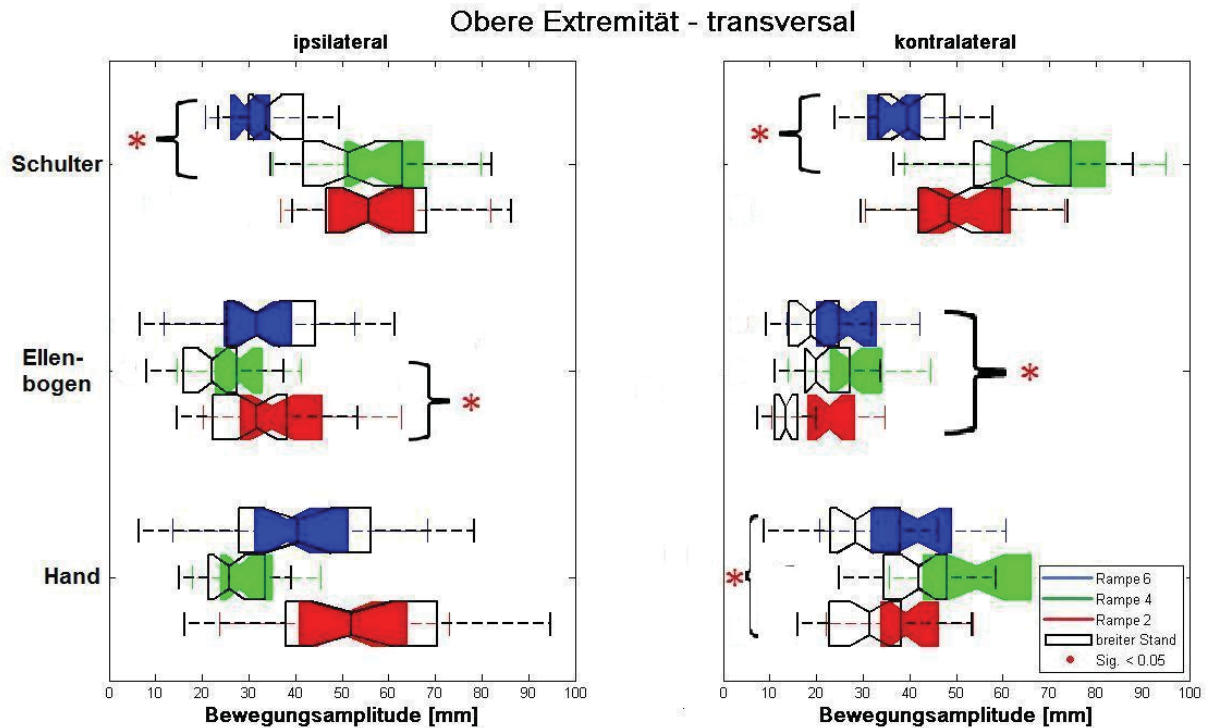


Abbildung 32 Darstellung der Bewegungsamplituden bei unterschiedlicher Standbreite – Translation der oberen Extremität in transversaler Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die Bewegungsamplituden der oberen Extremität; Links – ipsilaterale Körperseite, Rechts – kontralaterale Körperseite; von oben nach unten – Schulter, Ellenbogen, Hand; Blau – Rampe 6, Grün – Rampe 4, Rot – Rampe 2, jeweils bei breitem Stand, schwarz eingrahmt – Bewegungsamplituden bei schmalem Stand

Auf der störungsfernen Körperseite können sowohl in Hand, als auch im Ellenbogen bei allen Störungstypen, signifikant kleinere Bewegungsamplituden bei breiter Standbreite festgestellt werden ($p = 0,00$). Die mittleren gepaarten Differenzen betragen in der Hand bei Entlastungsstörungen -8,5 mm (Std. 8,5 mm), bei Belastungsstörungen -15,6 mm (Std. 19,4 mm) und bei stoßartigen Störungen -11,7 mm (Std. 9,5 mm). Im Ellenbogen zeigen sich gepaarte Differenzen von -8,1 mm (Std. 8,9 mm), -7,8 mm (Std. 12,9 mm) bzw. -7,1 mm (Std. 6,3 mm). In der kontralateralen Schulter zeigen sich bei Belastungsstörungen (gep. Diff. -9,4 mm, Std. 18,4 mm) signifikant größere Bewegungsamplituden ($p=0,00$). Bei stoßartigen Störungen treten hingegen wie in der ipsilateralen Schulter signifikant größere

Bewegungsamplituden (gep. Diff. 4,4 mm, Std. 5,1 mm, $p = 0,00$) im breiten Stand auf (Vgl. Tabelle 62, Abbildung 32).

3.3.2.2 Kopf

Im Kopfbereich zeigen alle Kopfmarker bei Belastungsstörungen größere Bewegungsamplituden im schmalen Stand ($p \leq 0,02$). Die Differenzen betragen dabei ipsilateral -10,9 mm (Std. 22,4 mm), kontralateral -9,8 mm (Std. 21,5 mm), ventral -13,0 mm (Std. 24,5 mm) und dorsal -10,1 mm (Std. 24,5 mm).

Bei Entlastungsstörungen können ebenfalls größere Bewegungsamplituden bei schmaler Standbreite der Kopfmarker beobachtet werden. Die Unterschiede sind jedoch nur beim kontralateralen Kopfmarker (gep. Diff. -3,4 mm, Std. 8,5 mm, $p = 0,03$) statistisch signifikant. Bei stoßartigen Störungen hingegen, erfolgt eine signifikant kleinere Bewegung des ipsilateralen (gep. Diff. 3,2 mm, Std. 4,5 mm) und des dorsalen (gep. Diff. 4,0 mm, Std. 5,9 mm) Kopfmarkers ($p = 0,00$) im schmalen Stand (Vgl. Tabelle 62).

3.3.2.3 Wirbelsäule

In transversaler Bewegungsrichtung zeigen sich in Folge von Entlastungsstörungen bei allen Wirbelkörpern im Mittel größere Bewegungsamplituden im schmalen Stand. Die Schwankungsunterschiede sind jedoch nur im Bereich der unteren Wirbelsäule von Wirbelkörper B8 bis L4 signifikant ($p \leq 0,03$). Die gepaarten Differenzen betragen bei Wirbelkörper B8 -3,2 mm (Std. 8,5 mm), B10 -6,2 mm (Std. 6,6 mm), B12 -8,9 mm (Std. 8,2 mm), L2 -8,6 mm (Std. 8,2 mm) und L4 -6,2 mm (Std. 9,3 mm).

Bei Belastungsstörungen kommt es bei allen Wirbelkörpern zu signifikant größeren Bewegungsamplituden bei schmaler Standbreite ($p \leq 0,01$). Die Unterschiede schwanken dabei je nach Wirbelkörper zwischen -9,5 mm und -5,3 mm.

Von Wirbelkörper C5 bis B6 können bei stoßartigen Störungen hingegen im schmalen Stand signifikant kleinere Bewegungsamplituden festgestellt werden ($p = 0,00$). Die Unterschiede zwischen den Standarten werden dabei wirbelsäulenabwärts (C5: 4,6 mm, Std. 5,4 mm; B8: 2,6 mm, Std. 3,2 mm) stetig geringer. Ab Wirbelkörper B10 treten wiederum im schmalen Stand signifikant größere Bewegungsamplituden auf ($p = 0,00$). Die Schwankungsunterschiede der

Wirbelkörper betragen bei B10 -2,4 mm (Std. 4,5 mm), B12 -5,1 mm (Std. 4,2 mm), L2 -5,4 mm (Std. 4,0 mm) und L4 -5,2 mm (Std. 4,4 mm) (Vgl. Tabelle 62, Abbildung 33, Abbildung 34).

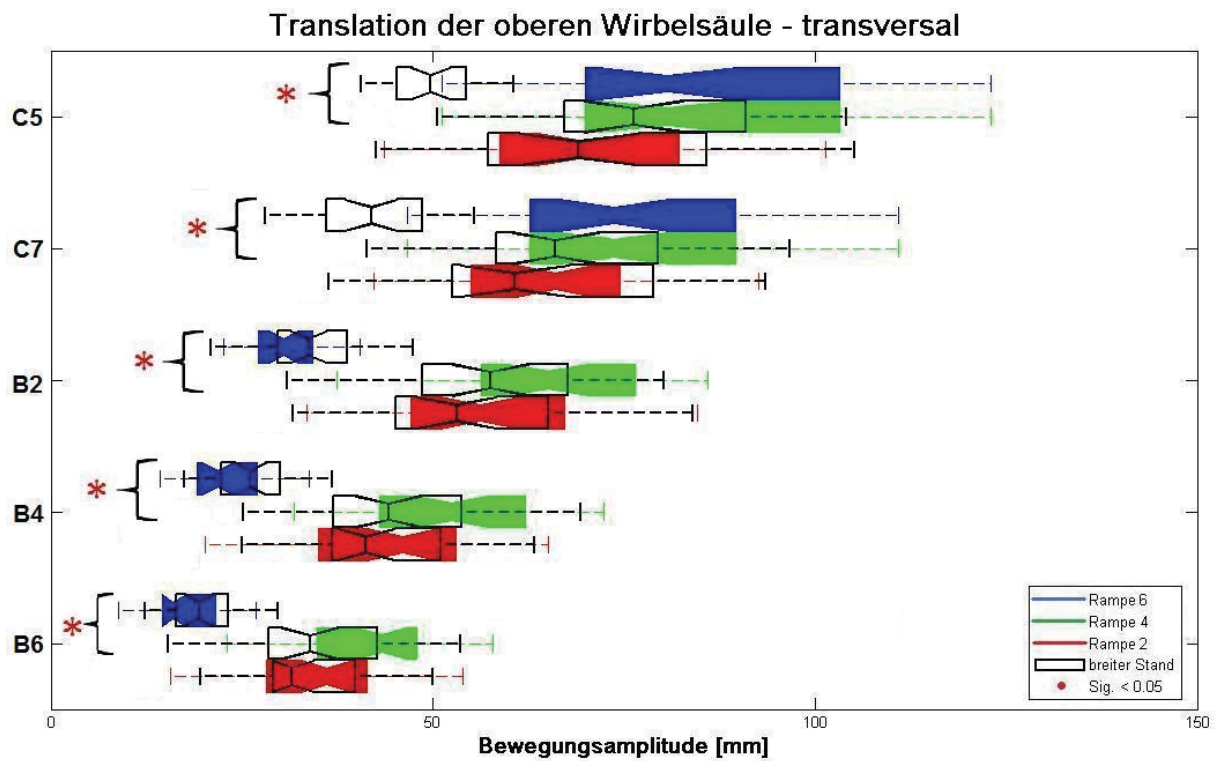


Abbildung 33 Bewegungsamplituden der oberen Wirbelsäule in transversaler Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die Bewegungsamplituden der oberen Wirbelsäule; Von oben nach unten – Wirbelkörper C5, C7, B2, B4, B6; Blau – Rampe 6, Grün – Rampe 4, Rot – Rampe 2, jeweils bei breitem Stand, schwarz eingrahmt – Bewegungsamplituden bei schmalem Stand

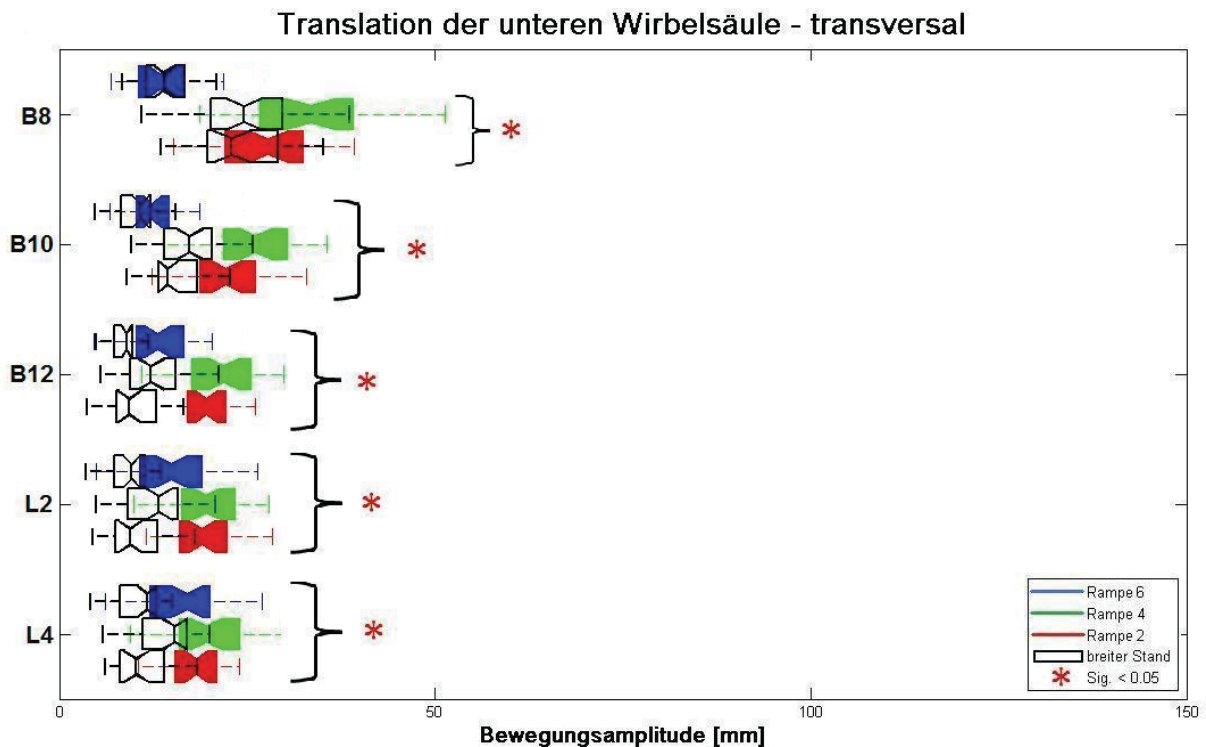


Abbildung 34 Bewegungsamplituden der oberen Wirbelsäule in transversaler Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die Bewegungsamplituden der unteren Wirbelsäule; Von oben nach unten – Wirbelkörper B8, B10, B12, L2, L4; Blau – Rampe 6, Grün – Rampe 4, Rot – Rampe 2, jeweils bei breitem Stand, schwarz eingrahmt – Bewegungsamplituden bei schmalem Stand

3.3.2.4 Becken

Bei allen 3 untersuchten Störungstypen können bei den hinteren Beckenmarkern (SIPS) bilateral signifikante größere Bewegungsamplituden bei schmaler Standbreite festgestellt werden ($p = 0,00$). Auf der ipsilateralen Körperseite zeigen sich dabei Unterschiede bei Entlastungsstörungen von $-5,6$ mm (Std. $8,8$ mm), bei Belastungsstörungen von $-4,0$ mm (Std. $7,1$ mm) und bei stoßartigen Störungen von $-5,2$ mm (Std. $4,1$ mm). Kontralateral ergeben sich entsprechend Unterschiede von $-5,6$ mm (Std. $8,6$ mm), $-4,7$ mm (Std. $7,0$ mm) und $-4,9$ mm (Std. $4,1$ mm) (Vgl. Abbildung 35).

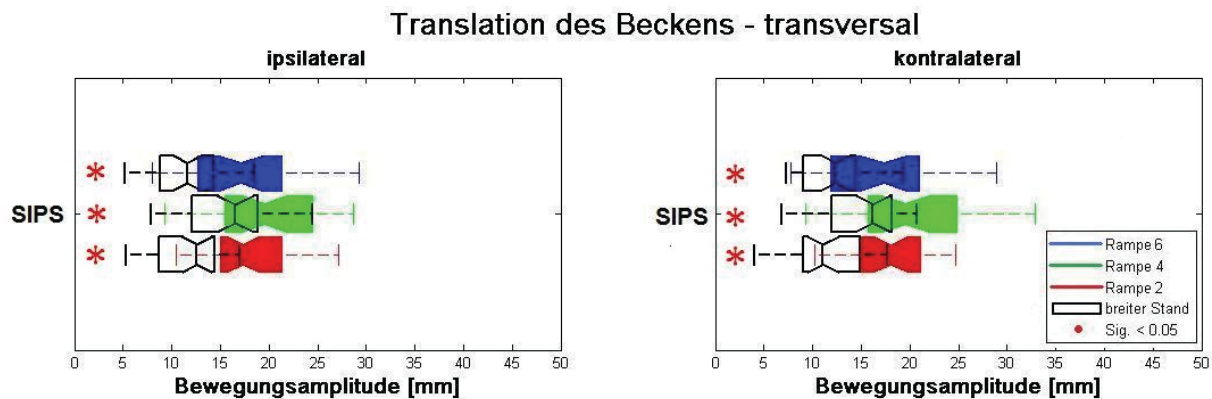


Abbildung 35 Bewegungsamplituden des Beckens (SIPS) in transversaler Bewegungsrichtung

Die Abbildung zeigt die Bewegungsamplituden des Beckens; Links – ipsilaterale Körperseite, rechts – kontralaterale Körperseite; Blau – Rampe 6, Grün – Rampe 4, Rot – Rampe 2, jeweils bei breitem Stand, schwarz eingrahmt – Bewegungsamplituden bei schmalem Stand

Bei den vorderen Beckenmarkern (SIAS) lassen sich bei stoßartigen Störungen signifikante Unterschiede zwischen den Standarten erkennen. Auf der ipsilateralen Körperseite ist die Bewegungsamplitude im schmalen Stand um 4,2 mm (Std. 4,0 mm, $p = 0,00$) und auf der kontralateralen Seite um 5,3 mm (Std. 4,0 mm, $p = 0,00$) größer.

3.3.2.5 Untere Extremität

In der unteren Extremität können im Bewegungsverlauf des Malleolus lateralis auf beiden Körperseiten bei allen Störungstypen im schmalen Stand größere Bewegungsamplituden festgestellt werden ($p \leq 0,01$). Ipsilateral ergeben sich Unterschiede von -3,2 mm (Std. 2,1 mm, Entlastung), -3,8 mm (Std. 2,0 mm, Belastung) und -0,5 mm (Std. 1,2 mm, stoßartige Störung). Kontralateral zeigen entsprechend Unterschiede von -2,6 mm (Std. 1,6 mm), -1,6 mm (Std. 2,1 mm) und -3,0 mm (Std. 2,5 mm). Im Bewegungsverlauf des Trochanter Major können bei stoßartigen Störungen auf der ipsilateralen Seite (gep. Diff. -2,1 mm, Std. 3,7 mm), als auch auf der kontralateralen Seite (gep. Diff. -3,6 mm, Std. 3,4 mm) signifikant größere Bewegungsamplituden im schmalen Stand festgestellt werden ($p = 0,00$). Im Knie hingegen zeigen sich auf der ipsilateralen Körperseite bei Belastungsstörungen (gep. Diff. 1,6 mm, Std. 4,4 mm, $p = 0,03$) und bei stoßartigen Störungen (gep. Diff. 1,8 mm, Std. 2,7 mm, $p = 0,00$) größere Bewegungsamplituden im breiten Stand. Ebenso kann dies auf der kontralateralen Seite bei Entlastungsstörungen (gep. Diff. 2,0 mm, Std. 4,5 mm, $p = 0,00$) festgestellt werden. Bei stoßartigen Störungen zeigt das kontralaterale Knie hingegen kleinere

Bewegungsamplituden (gep. Diff. -1,0 mm, Std. 2,4 mm, $p = 0,01$) im breiten Stand (Vgl. Tabelle 62).

3.3.3 Bewegungsreaktion bei unterschiedlicher Standbreite in longitudinaler Bewegungsrichtung

3.3.3.1 Obere Extremität

Auf der ipsilateralen Körperseite zeigen sowohl Ellenbogen (gep. Diff. -3,5 mm, Std. 6,5 mm, $p = 0,00$) als auch Schulter (gep. Diff. -4,1 mm, Std. 4,7 mm, $p = 0,00$) bei Entlastungsstörungen signifikant größere Bewegungsamplituden im schmalen Stand und ebenso die Schulter (gep. Diff. -4,7 mm, Std. 13,0 mm, $p = 0,04$) bei Belastungsstörungen. Bei stoßartigen Störungen hingegen erfolgen im Ellenbogen (gep. Diff. 2,7 mm, Std. 7,7 mm, $p = 0,04$) und der Hand (gep. Diff. 4,3 mm, Std. 11,5 mm, $p = 0,03$) signifikant größere Bewegungsamplituden im breiten Stand.

Auf der kontralateralen Körperseite können bei stoßartigen Störungen im Bewegungsverlauf der Hand (gep. Diff. 4,3 mm, Std. 11,5 mm, $p = 0,03$), des Ellenbogens (gep. Diff. 1,7 mm, Std. 4,3 mm, $p = 0,02$) und der Schulter (gep. Diff. 1,4 mm, Std. 3,0 mm, $p = 0,01$) signifikant kleinere Schwankungsamplituden im schmalen Stand festgestellt werden. Dies trifft ebenso auf den Ellenbogen (gep. Diff. 3,3 mm, Std. 5,0, $p = 0,00$) und die Schulter (gep. Diff. 3,7 mm, Std. 3,5 mm, $p = 0,00$) bei Entlastungsstörungen zu. Bei Belastungsstörungen hingegen zeigt der Verlauf des kontralateralen Ellenbogens (gep. Diff. -5,7 mm, Std. 14,9 mm, $p = 0,03$) im schmalen Stand größere Schwankungen (Vgl. Tabelle 63).

3.3.3.2 Kopf

Im Bereich des Kopfes zeigen der ipsilaterale Kopfmarker bei stoßartigen Störungen (gep. Diff. 1,2 mm, Std. 2,6 mm, $p = 0,01$) und der kontralaterale Kopfmarker bei Entlastungsstörungen (gep. Diff. 1,3 mm, Std. 2,4 mm, $p = 0,00$) größere Bewegungsamplituden in longitudinaler Bewegungsrichtung im breiten Stand (Vgl. Tabelle 63).

3.3.3.3 Wirbelsäule

In longitudinaler Bewegungsrichtung zeigen annähernd alle Wirbelkörper bei allen untersuchten Störungen größere Bewegungsamplituden im schmalen Stand.

Signifikante Unterschiede ergeben sich bei Entlastungsstörungen von Wirbelkörper B8 abwärts bis L4 ($p = 0,00$) und stoßartigen Störungen bei allen Wirbelkörpern von C5 bis L4 ($p \leq 0,01$). Bei Entlastungsstörungen ergeben sich Unterschiede zwischen den Standarten von -1,4 mm (Std. 2,4 mm, B8), -1,8 mm (Std. 2,2 mm, B10), -1,9 mm (Std. 2,1 mm, B12), -2,0 mm (Std. 1,8 mm, L2) und -1,6 mm (Std. 1,9 mm, L4). Bei stoßartigen Störungen schwanken die Unterschiede je nach Wirbelkörper zwischen -1,1 mm (Std. 1,4 mm, L2) und -0,7 mm (Std. 1,3 mm, C7) (Vgl. Tabelle 63).

3.3.3.4 Becken

Im Bereich des Beckens zeigt sich, dass im schmalen Stand der hintere kontralaterale Beckenmarker (SIPS) bei allen untersuchten Störungstypen größere Bewegungsamplituden aufweist. Bei Entlastungsstörungen treten Unterschiede von -1,3 mm (Std. 1,6 mm, $p = 0,00$), bei Belastungsstörungen von -2,0 mm (Std. 4,2 mm, $p = 0,01$) und bei stoßartigen Störungen von -0,6 mm (Std. 1,5 mm, $p = 0,03$) auf. Im Verlauf des ipsilateralen vorderen Beckenmarkers zeigen sich im breiten Stand hingegen um 0,9 mm (Std. 2,6 mm, $p = 0,05$, Entlastung), 2,2 mm (Std. 1,9 mm, $p = 0,00$, Belastung) und 1,5 mm (Std. 2,1 mm, $p = 0,00$, stoßartige Störung) größere Bewegungsamplituden. Ebenso kann im kontralateralen vorderen Beckenmarker bei Entlastungsstörungen (gep. Diff. 1,6 mm, Std. 2,0 mm, $p = 0,00$) eine geringere Bewegungsamplitude im schmalen Stand festgestellt werden (Vgl. Tabelle 63).

3.3.3.5 Untere Extremität

Im Bewegungsverlauf des Malleolus lateralis können bilateral bei allen untersuchten Störungen signifikant größere Bewegungsamplituden in longitudinaler Bewegungsrichtung bei schmaler Standbreite festgestellt werden ($p = 0,00$). Dabei zeigen sich ipsilateral bzw. kontralateral Unterschiede bei Entlastungsstörungen von -1,8 / -1,7 mm (Std. 1,9 / 1,1 mm), bei Belastungsstörungen von -0,5 / -2,7 mm (Std. 1,0 / 2,2 mm) und bei stoßartigen Störungen von -0,5 / -1,3 mm (Std. 0,8 / 1,2 mm). Im Knie können ebenso kontralateral bei Entlastungsstörungen (gep. Diff. -1,3 mm, Std. 1,3 mm), Belastungsstörungen (gep. Diff. -1,9 mm, Std. 2,5 mm) und stoßartigen Störungen (gep. Diff. -1,1 mm, Std. 1,4 mm), als auch

ipsilateral bei Belastungsstörungen (gep. Diff. -0,9 mm, Std. 1,5 mm), größere Bewegungsamplituden im schmalen Stand festgestellt werden ($p = 0,00$).

Der Verlauf des ipsilateralen Trochanter Major zeigt bei Belastungsstörungen signifikant größere Schwankungen (gep. Diff. 1,5 mm, Std. 4,2 mm, $p = 0,04$) (Vgl. Tabelle 63).

3.3.4 Rotatorische Bewegungsreaktion bei unterschiedlicher Standbreite

Mit Blick auf die Winkelverläufe in den verschiedenen Körpersegmenten können in Folge einer Belastungsstörung signifikant größere Amplituden im schmalen Stand während der Rotation des Beckens um die Körperbreitenachse (gep. Diff. -0,8 °, Std. 2,0 °, $p = 0,03$), des ipsilateralen (gep. Diff. -0,9 °, Std. 2,1 °, $p = 0,05$) und kontralateralen Kniegelenks (gep. Diff. -1,1 °, Std. 1,6 °, $p = 0,01$) und des kontralateralen Sprunggelenks (gep. Diff. -2,9 °, Std. 2,5 °, $p = 0,00$) in Sagittalebene festgestellt werden. Ebenso signifikant kleinere Amplituden treten nach stoßartigen Störungen bei der Rotation des Beckens um die Longitudinalachse (gep. Diff. -0,7 °, Std. 1,3 °, $p = 0,00$), des ipsilateralen (gep. Diff. -0,4 °, Std. 0,4 °, $p = 0,00$) und kontralateralen Beins (gep. Diff. -0,2 °, Std. 0,4 °, $p = 0,01$) in Frontalebene und des kontralateralen Knies (gep. Diff. -0,5 °, Std. 1,0 °, $p = 0,03$) in Sagittalebene auf.

Die Rotationsamplitude des Beckens um die Transversalachse hingegen, ist bei allen untersuchten Störungen im schmalen Stand geringer als im breiten Stand. Bei Entlastungsstörungen treten Unterschiede von 1,0 ° (Std. 0,8 °), bei Belastungsstörungen von 0,8 ° (Std. 0,7 °) und bei stoßartigen Störungen von 0,7 ° (Std. 0,7 °) auf ($p = 0,00$) (Vgl. Tabelle 64, Abbildung 36).

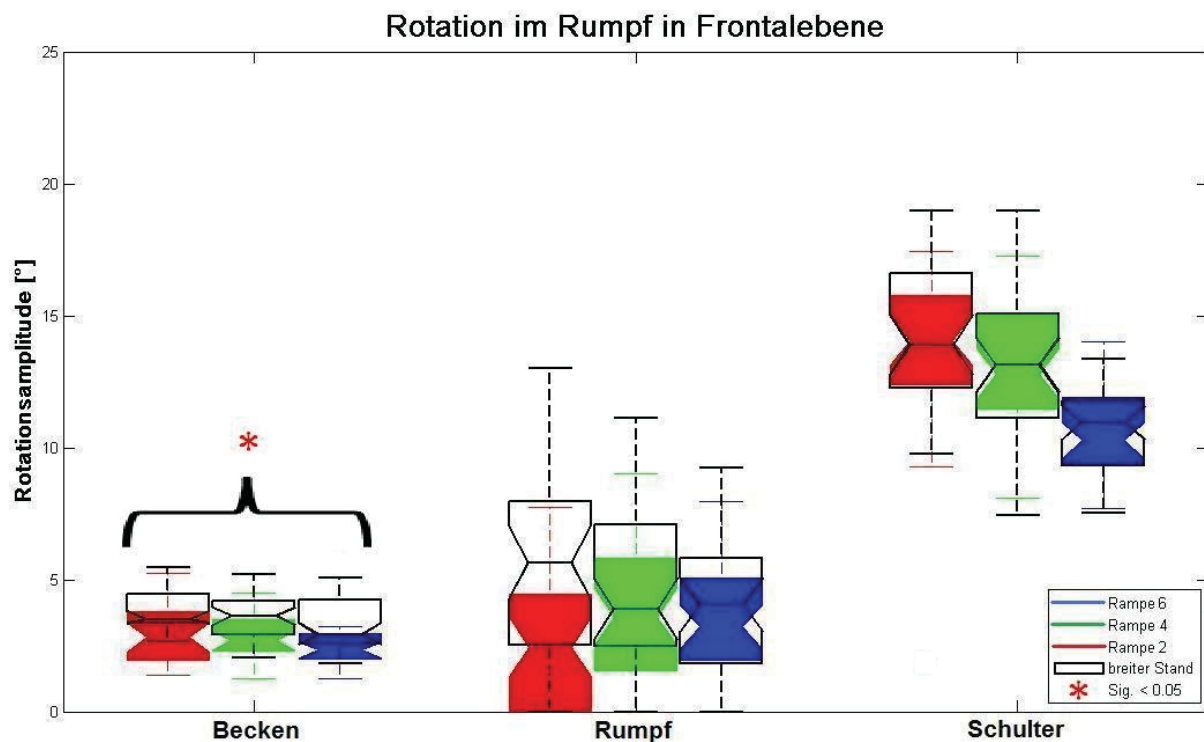


Abbildung 36 Rotationsbewegung im Rumpf in Frontalebene

Die Abbildung zeigt die Rotationsamplituden im Oberkörper; Von links nach rechts: Rotation um die Sagittalachse im Becken, Rumpf und Schulter; Blau – Rampe 6, Grün – Rampe 4, Rot – Rampe 2, jeweils bei breitem Stand, schwarz eingrahmt – Bewegungsamplituden bei schmalem Stand

3.3.5 Bodenreaktionskräfte bei unterschiedlicher Standbreite

Die Amplituden der horizontalen Bodenreaktionskräfte zeigen in sagittaler Richtung lediglich auf der störungsnahen Körperseite bei Entlastungsstörungen signifikante Unterschiede zwischen den Standarten. Es treten im Mittel um 0,7 N (Std. 1,7 N, $p = 0,02$) größere Scherkräfte bei breiter Standbreite auf. In transversaler Richtung können auf beiden Körperseiten, bei allen untersuchten Störungen signifikante Unterschiede ($p = 0,00$) festgestellt werden. Auf der ipsilateralen Körperseite treten bei allen Störungen um 1,0 N, 1,6 N und 1,7 N (Std. 1,5 N, 1,5 N, 1,3 N) größere Scherkräfte im breiten Stand auf, während auf der kontralateralen Seite die Scherkräfte im breiten Stand um 2,1 N, 3,2 N und 3,7 N (Std. 1,1 N, 1,3 N, 1,8 N) geringer sind.

Die vertikalen Bodenreaktionskräfte zeigen im schmalen Stand kleinere Schwankungsamplituden auf der störungsnahen Körperseite bei Entlastungsstörungen (gep. Diff. 45,3 N, Std. 107,3 N, $p = 0,01$) und größere Schwankungsamplituden (gep. Diff. -57,9 N, Std. 88,3 N, $p = 0,00$) bei Belastungsstörungen (Vgl. Tabelle 65).

Betrachtet man die Ausprägung der Extremwerte des Verlaufes der vertikalen Bodenreaktionskräfte, kann auf der störungsnahen Seite festgestellt werden, dass sowohl das Minimum bei Entlastungsstörungen (gep. Diff. -42,4 N, Std. 85,0 N, $p = 0,02$), als auch das Maximum bei Belastungsstörungen (gep. Diff. -28,9 N, Std. 27,6 N, $p = 0,01$) im breiten Stand größer sind. Nach einer Entlastungsstörung kommt es zu einer stärkeren Entlastung, bei einer Belastungsstörung zu einer stärkeren Belastung des ipsilateralen Beins im breiten Stand.

Auf der kontralateralen Körperseite treten Unterschiede bezüglich der Minima im Kraftverlauf bei Entlastungs- (gep. Diff. -44,8 N, Std. 10,6 N, $p = 0,00$) und Belastungsstörungen (gep. Diff. 90,9 N, Std. 44,0 N, $p = 0,00$) auf. Ebenso existieren Unterschiede im Maximum bei Entlastungsstörungen (gep. Diff. 74,3 N, Std. 53,3 N, $p = 0,00$), Belastungsstörungen (gep. Diff. 29,1 N, Std. 15,7 N, $p = 0,00$) und stoßartigen Störungen (gep. Diff. 29,8 N, Std. 24,6 N, $p = 0,00$). Im breiten Stand wird das störungsferne Bein bei Belastungsstörungen und stoßartigen Störungen zunächst stärker belastet und anschließend weniger stark entlastet. Bei Entlastungsstörungen erfolgt im breiten Stand zunächst eine stärkere Entlastung, die anschließende Belastung des Beins ist jedoch geringer (Vgl. Tabelle 66).

3.3.6 Zusammenfassung der Unterschiede der Bewegungsreaktion bei unterschiedlicher Standbreite

Bei der Untersuchung der Bewegungsreaktion der Probanden auf die ausgewählten Entlastungs-, Belastungsstörungen und stoßartigen Störungen konnten in einer Vielzahl der Parameter Unterschiede zwischen schmaler und breiter Standbreite festgestellt werden. Als zusammenfassende Übersicht sollen die folgenden Tabellen dienen. Diese zeigen auf, bei welchen untersuchten Parametern Unterschiede im Reaktionsverlauf, bezüglich der Ausprägung von Schwankungsamplituden, Maxima und Minima zwischen den Standarten festgestellt werden konnten. Ersichtlich ist, dass in sagittaler Bewegungsrichtung bei allen Störungstypen Unterschiede in den unteren Extremitäten auftreten, im Speziellen bei stoßartigen Störungen bei fast allen Parametern. In transversaler und longitudinaler Bewegungsrichtung können, mit wenigen Ausnahmen, bei fast allen Parametern in Folge der untersuchten Störungen, Unterschiede zwischen den Standarten festgestellt werden (Vgl. Tabelle 2).

Bezüglich der Rotation in den einzelnen Körpersegmenten wird deutlich, dass signifikante Unterschiede im Beckenwinkel um alle drei Rotationsachsen, bei der Rotation der Beine in Frontalebene, bilateral im Kniewinkel und im kontralateralen Sprunggelenkwinkel in Sagittalebene und bei der Rotation des Rumpfes um die Körperlängsachse auftreten.

T-Test bei gepaarten Stichproben									
	Signifikanter Unterschied (Minima, Maxima oder Amplitude)								
	Sagittal			Transversal			Longitudinal		
	R2	R4	R6	R2	R4	R6	R2	R4	R6
Malleolus_nah	ja	ja	Nein	ja	ja	ja	ja	ja	ja
Malleolus_fern	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja
Zeh_nah	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja
Zeh_fern	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja
Knie_nah	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja
Knie_fern	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja
Trochanter_nah	Nein	Nein	Nein	ja	ja	ja	ja	ja	ja
Trochanter_fern	ja	Nein	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja
SIPS_nah	Nein	Nein	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja
SIPS_fern	Nein	Nein	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja
SIAS_nah	Nein	Nein	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja
SIAS_fern	Nein	ja	ja	ja	ja	ja	ja	Nein	ja
Schulter_nah	Nein	Nein	Nein	Nein	ja	ja	ja	ja	Nein
Schulter_fern	Nein	Nein	Nein	Nein	ja	ja	ja	ja	ja
C7	Nein	Nein	Nein	Nein	ja	ja	ja	Nein	ja
C5	ja	Nein	Nein	Nein	ja	ja	ja	Nein	ja
B2	Nein	Nein	ja	Nein	ja	ja	ja	ja	ja
B4	Nein	Nein	ja	Nein	ja	ja	ja	ja	ja
B6	Nein	Nein	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja
B8	Nein	Nein	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja
B10	Nein	Nein	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja
B12	Nein	Nein	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja
L2	Nein	Nein	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja
L4	Nein	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja
Ellbogen_nah	Nein	Nein	ja	ja	ja	Nein	ja	Nein	ja
Ellbogen_fern	Nein	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja
Hand_nah	Nein	Nein	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja
Hand_fern	Nein	ja	Nein	ja	ja	ja	ja	Nein	Nein
Kopf_nah	Nein	Nein	Nein	Nein	ja	ja	ja	Nein	ja
Kopf_fern	Nein	Nein	Nein	ja	ja	ja	ja	Nein	Nein
Kopf_ventral	ja	ja	Nein	Nein	ja	Nein	ja	Nein	Nein
Kopf_dorsal	Nein	Nein	ja	Nein	ja	ja	ja	Nein	Nein

Tabelle 2 Vorkommen signifikanter Unterschiede zwischen den Standarten bezüglich Maxima, Minima oder Schwankungsamplitude

Die Tabelle zeigt das Auftreten signifikanter Unterschiede zwischen den Standarten schmal und breit bei den jeweiligen Parametern. „Ja“ bedeutet, dass mindestens ein Unterschied bezüglich Maxima, Minima oder Schwingungsamplitude aufgetreten ist; R2 = Rampe 2, R4 = Rampe 4; R6 = Rampe 6

Signifikante Unterschiede zwischen den Standarten treten ebenso bei den Bodenreaktionskräften auf. Die gemessenen Kräfte in transversaler Bewegungsrichtung zeigen bei allen untersuchten Störungen auf beiden Körperseiten signifikante Unterschiede. Ebenso können bei den vertikalen Bodenreaktionskräften, mit Ausnahme des störungsnahen Beins bei stoßartigen Störungen, signifikante Unterschiede im Kraftverlauf festgestellt werden (Vgl. Tabelle 3).

T-Test bei gepaarten Stichproben			
	Signifikanter Unterschied (Minima, Maxima oder Amplitude)		
	R2	R4	R6
Beckenwinkel_KTA	ja	ja	ja
Beckenwinkel_KBA	ja	ja	ja
Beckenwinkel_KLA	ja	Nein	ja
Schulterwinkel_KTA	Nein	Nein	Nein
Schulterwinkel_KLA	Nein	ja	Nein
Beinwinkel_nah	ja	Nein	ja
Beinwinkel_fern	Nein	ja	ja
Ellbogen_Winkel_nah	Nein	ja	Nein
Ellbogen_Winkel_fern	Nein	Nein	Nein
Knie_Winkel_nah	Nein	ja	ja
Knie_Winkel_fern	Nein	ja	ja
FuGe_Winkel_nah	Nein	Nein	ja
FuGe_Winkel_fern	ja	ja	Nein
Rumpfwinkel_KLA	ja	ja	Nein
Rumpfwinkel_KTA	Nein	Nein	Nein
Fy_fern	ja	ja	ja
Fx_nah	ja	Nein	Nein
Fz_nah	ja	ja	Nein
Fy_nah	ja	ja	ja
Fx_fern	Nein	ja	Nein
Fz_fern	ja	ja	ja

Tabelle 3 Vorkommen signifikanter Unterschiede zwischen den Standarten bezüglich Maxima, Minima oder Schwankungsamplitude bei Rotationsparametern und Bodenreaktionskräften

Die Tabelle zeigt das Auftreten signifikanter Unterschiede zwischen den Standarten schmal und breit bei den jeweiligen Parametern. „Ja“ bedeutet, dass mindestens ein Unterschied bezüglich Maxima, Minima oder Schwingungsamplitude aufgetreten ist

Als Fazit lässt sich festhalten, dass die Standbreite einen Einfluss auf den Großteil der untersuchten Parameter hat. Sie muss bei der weiteren Ergebnisbetrachtung bzw. Versuchsdurchführung Beachtung finden. Die Hypothese H_2 kann somit für die Standbreite bestätigt werden.

3.4 Überprüfung des Zusammenhangs zwischen konstitutionellen Parametern und Amplituden der Bewegungsreaktion mittels Regressionsanalyse

Zur Prüfung des Zusammenhangs zwischen der Ausprägung der Bewegungsparameter und bestimmten konstitutionellen Parametern wurde die Regressionsanalyse durchgeführt. Die Schätzung erfolgte zunächst mit der einfachen linearen Regression, um den signifikanten Einfluss der einzelnen konstitutionellen Parameter auf verschiedene Bewegungsamplituden nachzuweisen. Hierzu wurden die Bewegungsamplituden der Reaktionen auf eine Belastungsstörung (Typ 4) genutzt.

3.4.1 Lineare Regression

3.4.1.1 Abstand Malleolus lateralis

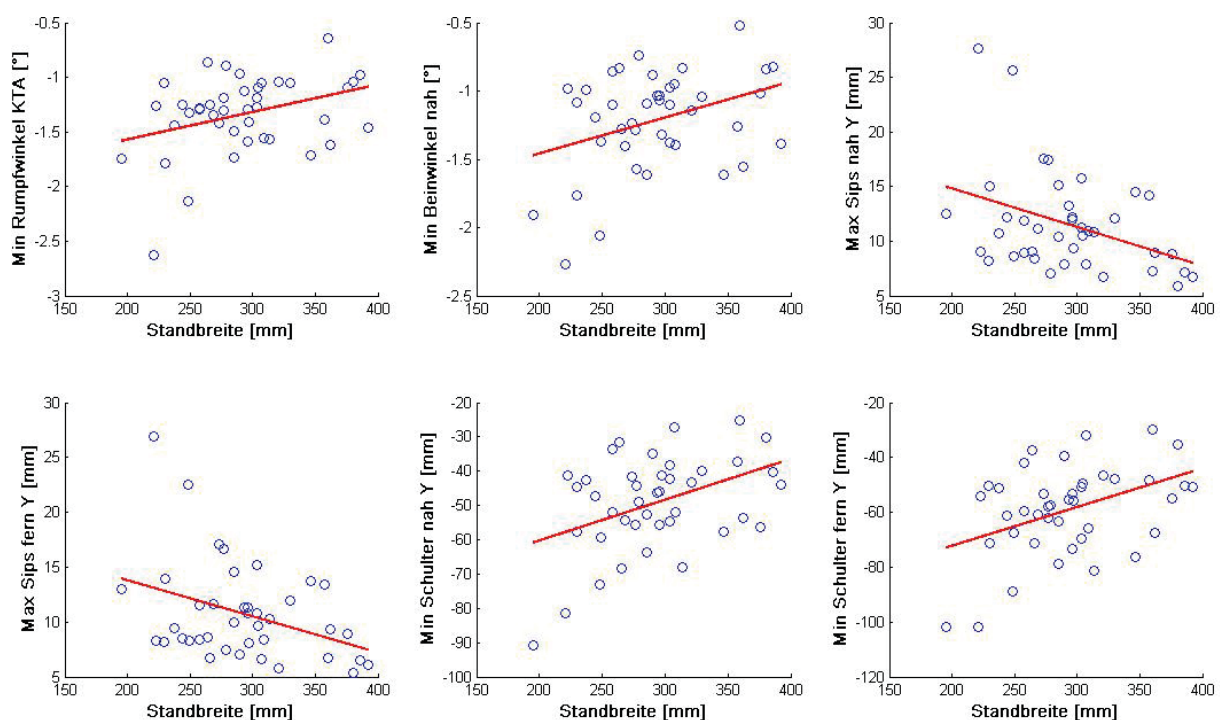


Abbildung 37 Streuungsdiagramm in Abhängigkeit der Standbreite

Die Abbildung zeigt die linearen Zusammenhänge zwischen dem Abstand des Malleolus lateralis (Standbreite) und verschiedenen untersuchten Variablen in Form von Streuungsdiagrammen. Von links oben nach rechts unten: Minima Rumpfwinkel KTA, Minima Beckenwinkel KTA, Maximum Sips in transversaler Richtung (y) ipsilateral und kontralateral, Minima Schulter in transversaler Richtung (y) ipsilateral und kontralateral, blau: Punktwolke, rot: berechnete Regressionsgerade

Die berechneten linearen Regressionsmodelle mit der Standbreite (Abstand Malleolus lateralis bilateral) als unabhängige Variable, zeigen für das Minimum von

Rumpf- und Beckenwinkel um die Körpertiefenachse, das Maximum der Translation von ipsilateraler und kontralateralem SIPS in transversaler Richtung und das Minimum der Translation von ipsilateraler und kontralateraler Schulter in transversaler Richtung signifikante Zusammenhänge. Die jeweiligen, durch das Modell erklärten Varianzen liegen entsprechend bei zwölf, zwölf, 15, 13, 17 und 18 % ($p < 0,05$, Vgl. Tabelle 67, Abbildung 37).

3.4.1.2 Abstand Trochanter

Die unabhängige Variable Abstand Trochanter erklärt 11 % der Gesamtvarianz der Ausprägung des Minimums des Beckenwinkels um die Körpertiefenachse ($RR = 0,11$, $p = 0,04$, $b1 = 0,02$, Vgl. Tabelle 67). Mit zunehmendem Abstand der Trochanter Major verringert sich das Minimum der Rotation (Vgl. Abbildung 38).

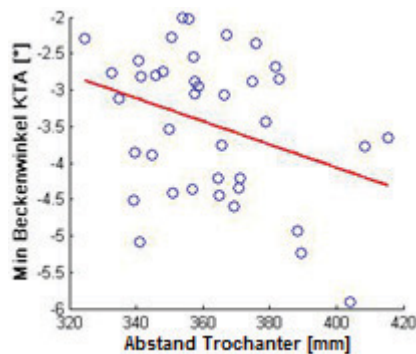


Abbildung 38 Streuungsdiagramm in Abhängigkeit vom Abstand der Trochanter Major

Die Abbildung zeigt den linearen Zusammenhang zwischen dem Abstand des Trochanter Major und dem Minimum des Beckenwinkels um die Körpertiefenachse. Blau: Punktwolke, rot: berechnete Regressionsgerade

3.4.1.3 Verhältnis Abstand Malleolus – Trochanter

Das Verhältnis der bilateralen Abstände des Malleolus lateralis und des Trochanter Major beschreibt einen signifikanten Zusammenhang mit den Minima des Schulter- ($RR = 0,10$, $p = 0,05$, $b1 = 5,82$) und des Rumpfwinkels ($RR = 0,14$, $p = 0,02$, $b1 = 0,96$) um die Körpertiefenachse, dem Minimum des ipsilateralen Beinwinkels ($RR = 0,16$, $p = 0,01$, $b1 = 1,03$), dem Maximum der transversalen Translation des ipsilateralen ($RR = 0,17$, $p = 0,01$, $b1 = -13,12$) und kontralateralen SIPS ($RR = 0,17$, $p = 0,01$, $b1 = -12,49$), den Minima der longitudinalen Translation der ipsilateralen Schulter ($RR = 0,11$, $p = 0,03$, $b1 = 24,76$) und der transversalen Translation von ipsilateraler ($RR = 0,25$, $p = 0,00$, $b1 = 49,65$) und kontralateraler ($RR = 0,24$, $p = 0,00$, $b1 = 57,21$) Schulter. Mit zunehmendem Verhältnis der Abstände des

Malleolus lateralis und der Trochanter Major vergrößern sich die Rotationen im Schulter- und Rumpfwinkel um die Körpertiefenachse und des ipsilateralen Beins in Frontalebene und eine größere translatorische Bewegungsamplitude im Schulterbereich kann beobachtet werden. Die seitliche Verschiebung im Becken (SIPS) nimmt mit zunehmendem Verhältnis der Abstände ab (Vgl. Tabelle 67, Abbildung 39).

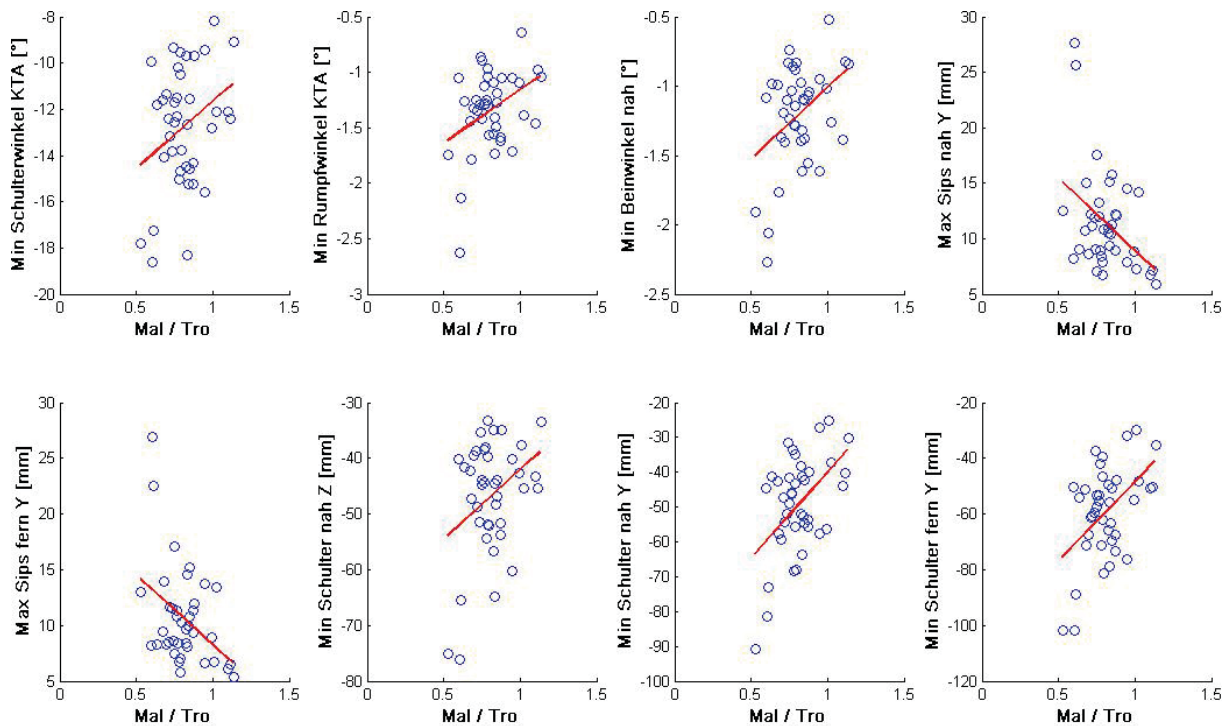


Abbildung 39 Streuungsdiagramm in Abhängigkeit des Verhältnisses der Abstände der Malleolus lateralis und der Trochanter Major

Die Abbildung zeigt die linearen Zusammenhänge zwischen dem Verhältnis vom Abstand der Malleolus lateralis zum Abstand der Trochanter Major und verschiedenen untersuchten Variablen in Form von Streuungsdiagrammen. Von links oben nach rechts unten: Minima Schulterwinkel KTA, Minima Rumpfwinkel KTA, Minima Beinwinkel ipsilateral, Maximum Sips in transversaler Richtung (y) ipsilateral und kontralateral, Minima ipsilaterale Schulter in longitudinaler Richtung (z), Minima Schulter in transversaler Richtung (y) ipsilateral und kontralateral, blau: Punktwolke, rot: berechnete Regressionsgerade

3.4.1.4 Beinlänge

Die durchgeführten Regressionsrechnungen in Abhängigkeit von der Beinlänge konnte signifikante Zusammenhänge im Minimum des Becken- ($RR = 0,27$; $p = 0,00$, $b1 = 0,01$), des Schulter- ($RR = 0,14$; $p = 0,02$, $b1 = 0,02$) und des Rumpfwinkels ($RR = 0,15$; $p = 0,02$, $b1 = 0,00$), um die Körpertiefenachse, des Minimum des kontralateralen Beinwinkels ($RR = 0,17$; $p = 0,01$, $b1 = 0,02$), sowie der Translation der ipsilateralen ($RR = 0,24$; $p = 0,0$, $b1 = 0,12$) und kontralateralen ($RR = 0,15$; $p = 0,01$, $b1 = 0,11$) Schulter in transversaler Bewegungsrichtung nachweisen. Mit

zunehmender Beinlänge vergrößern sich alle diese Parameter tendenziell. Personen mit langen Beinen führen kleinere translatorische und rotatorische Ausweichbewegungen in Reaktion auf eine Belastungsstörung aus (Vgl. Tabelle 67, Abbildung 40).

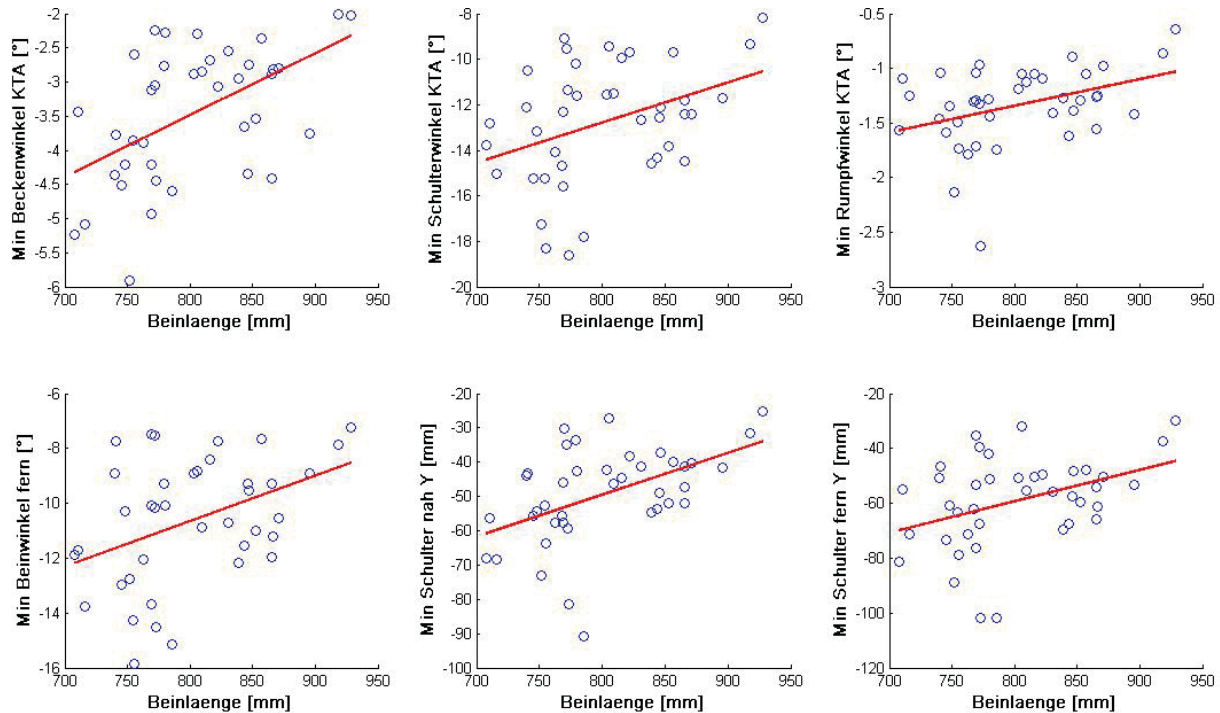


Abbildung 40 Streuungsdiagramm in Abhängigkeit der Beinlänge

Die Abbildung zeigt die linearen Zusammenhänge zwischen der Beinlänge und verschiedenen untersuchten Variablen in Form von Streuungsdiagrammen. Von links oben nach rechts unten: Minima Beckenwinkel KTA, Minima Schulterwinkel KTA, Minima Rumpfwinkel KTA, Minima Beinwinkel kontralateral, Minima Schulter in transversaler Richtung (y) ipsilateral und kontralateral, blau: Punktwolke, rot: berechnete Regressionsgerade

3.4.1.5 Rumpflänge

Die Variable Rumpflänge ermöglicht eine zehn-prozentige Aufklärung der Gesamtvarianz der Ausprägung des Maximums der kontralateralen Schulter in longitudinaler Bewegungsrichtung ($RR = 0,10$; $p = 0,05$, $b1 = -0,06$). Mit zunehmender Rumpflänge zeigen die Probanden eine geringere Anhebung der Schulter auf der störungsfernen Seite (Vgl. Tabelle 68, Abbildung 41).

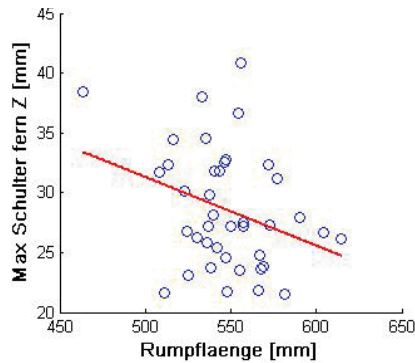


Abbildung 41 Streuungsdiagramm in Abhängigkeit der Rumpflänge

Die Abbildung zeigt die linearen Zusammenhänge zwischen der Rumpflänge und dem Maximum der Bewegung der kontralateralen Schulter in longitudinaler Richtung. Blau: Punktwolke, rot: berechnete Regressionsgerade

3.4.1.6 Verhältnis Rumpflänge – Beinlänge

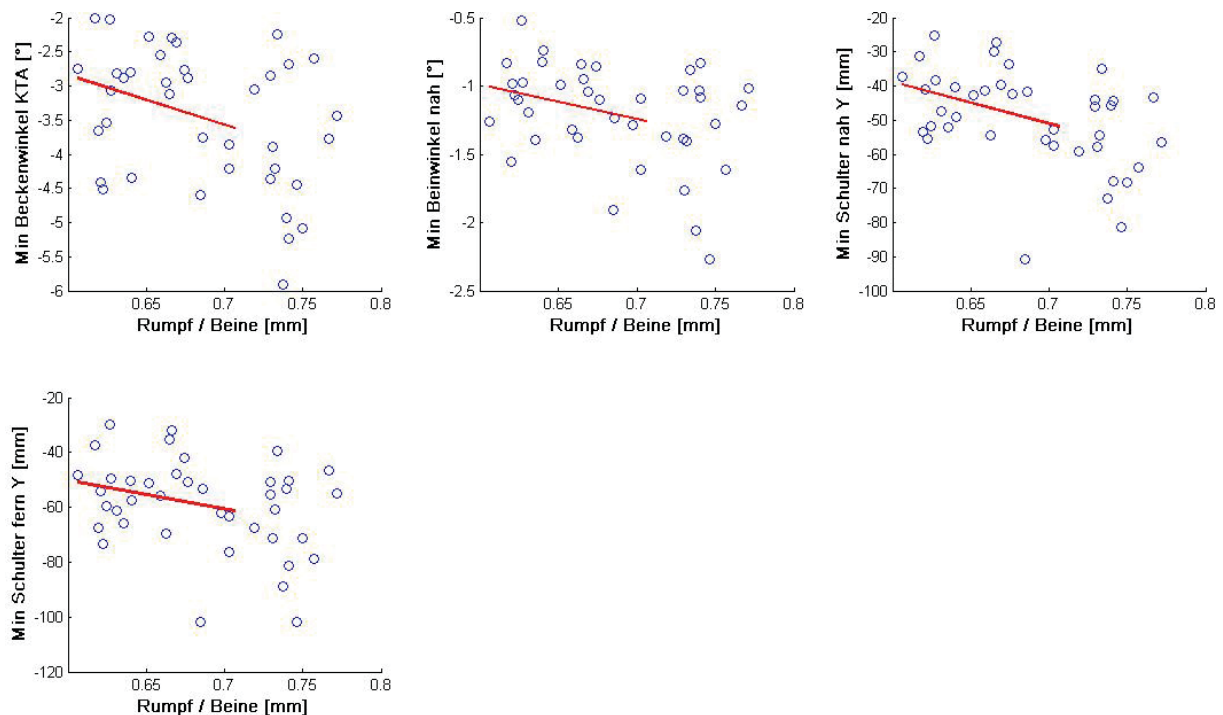


Abbildung 42 Streuungsdiagramm in Abhängigkeit des Verhältnisses von Rumpf- und Beinlänge

Die Abbildung zeigt die linearen Zusammenhänge zwischen dem Verhältnis Rumpf- zu Beinlänge und verschiedenen untersuchten Variablen in Form von Streuungsdiagrammen. Von links oben nach rechts unten: Minima Beckenwinkel KTA, Minima Beinwinkel ipsilateral, Minima Schulter in transversaler Richtung (y) ipsilateral und kontralateral, blau: Punktwolke, rot: berechnete Regressionsgerade

Für das Verhältnis von Rumpf- und Beinlänge konnte in einfachen Regressionsmodellen ein signifikanter Zusammenhang zu den Minima der Beckenrotation um die Körpertiefenachse ($RR = 0,14$, $p = 0,02$, $b1 = -7,26$), des ipsilateralen Beinwinkels ($RR = 0,12$, $p = 0,03$, $b1 = -2,52$) und der transversalen

Translation der ipsi- ($RR = 0,19$, $p = 0,00$, $b1 = -123,97$) und kontralateralen Schulter ($RR = 0,10$, $p = 0,05$, $b1 = -104,64$) nachgewiesen werden.

Mit zunehmendem Rumpf-Beinlängenverhältnis verringern sich die Beträge dieser Variablen (Vgl. Tabelle 68, Abbildung 42).

3.4.1.7 Schulterbreite

Für die Variable Schulterbreite konnten mittels linearer Regression signifikante Zusammenhänge zu den Minima von Becken- ($RR = 0,21$, $p = 0,00$, $b1 = 0,02$) und Schulterwinkel ($RR = 0,20$, $p = 0,00$, $b1 = 0,04$) um die Körpertiefenachse und des kontralateralen Beinwinkels ($RR = 0,29$, $p = 0,00$, $b1 = 0,04$), dem Maximum der longitudinalen Verschiebung der kontralateralen Schulter ($RR = 0,11$, $p = 0,03$, $b1 = 0,06$) und den Minima der transversalen Verschiebung von ipsi- ($RR = 0,27$, $p = 0,00$, $b1 = 0,26$) und kontralateraler ($RR = 0,19$, $p = 0,00$, $b1 = 0,25$) Schulter nachgewiesen werden (Vgl. Tabelle 68, Abbildung 43).

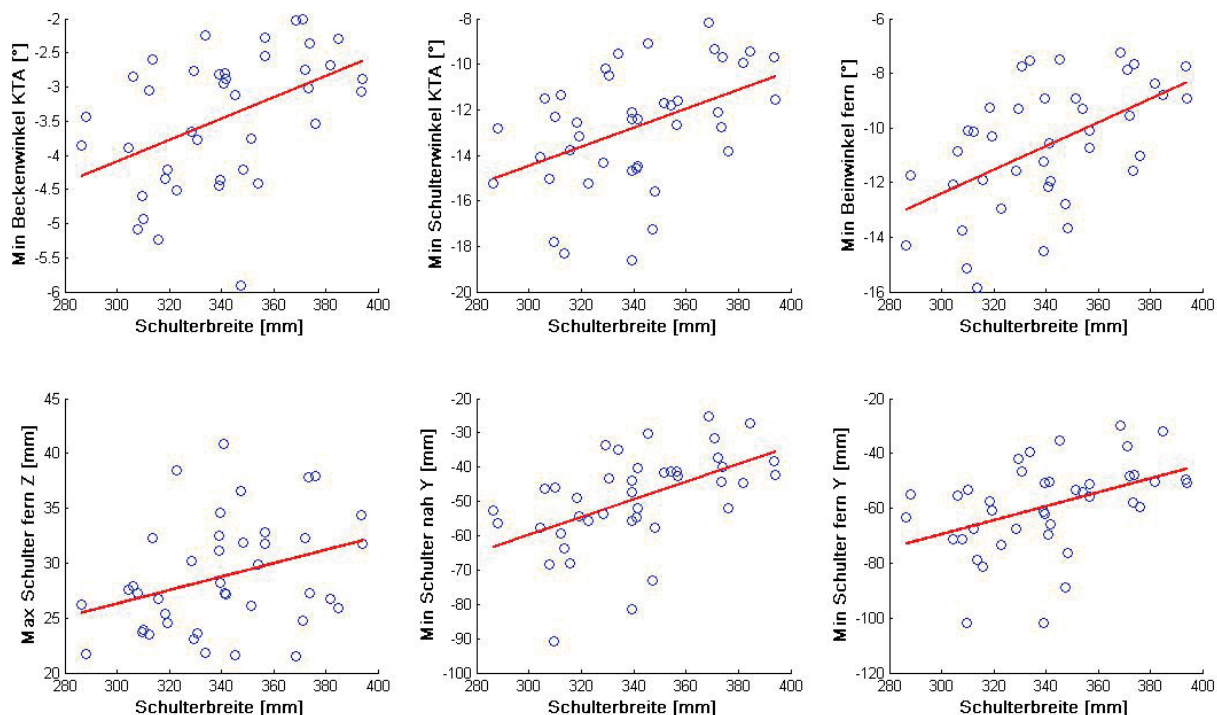


Abbildung 43 Streuungsdiagramm in Abhängigkeit der Schulterbreite

Die Abbildung zeigt die linearen Zusammenhänge zwischen der Schulterbreite und verschiedenen untersuchten Variablen in Form von Streuungsdiagrammen. Von links oben nach rechts unten: Minima Beckenwinkel KTA, Minima Schulterwinkel KTA, Minima Beinwinkel kontralateral, Maxima kontralaterale Schulter in longitudinaler Richtung, Minima Schulter in transversaler Richtung (y) ipsilateral und kontralateral, blau: Punktwolke, rot: berechnete Regressionsgerade

3.4.1.8 Hebelarm (Abstand Hand – Malleolus auf störungsnaher Seite)

Die Berechnung einer linearen Regression für die abhängige Variable des Hebelarms auf der störungsnahen Seite, d.h. dem transversalen Abstand von störungsnaher Hand und Malleolus lateralis, zeigte keine signifikanten Zusammenhänge mit den untersuchten Bewegungsparametern (Vgl. Tabelle 68).

3.4.1.9 Schulterhöhe

Die Berechnung der linearen Regression für die Schulterhöhe konnte einen signifikanten Zusammenhang mit dem Minimum des Becken- ($RR = 0,27$, $p = 0,00$, $b1 = 0,01$), Schulter- ($RR = 0,14$, $p = 0,02$, $b1 = 0,01$) und Rumpfwinkels ($RR = 0,13$, $p = 0,02$, $b1 = 0,00$) um die Körpertiefenachse, des kontralateralen Beinwinkels ($RR = 0,16$, $p = 0,01$, $b1 = 0,01$) sowie der transversalen Translation der ipsi- ($RR = 0,18$, $p = 0,01$, $b1 = 0,08$) und kontralateralen ($RR = 0,12$, $p = 0,02$, $b1 = 0,08$) Schulter aufzeigen. Mit zunehmender Schulterhöhe des Probanden erhöhen sich die Werte der genannten Bewegungsparameter. Größere Personen führen kleinere translatorische und rotatorische Bewegungen aus (Vgl. Tabelle 69, Abbildung 44).

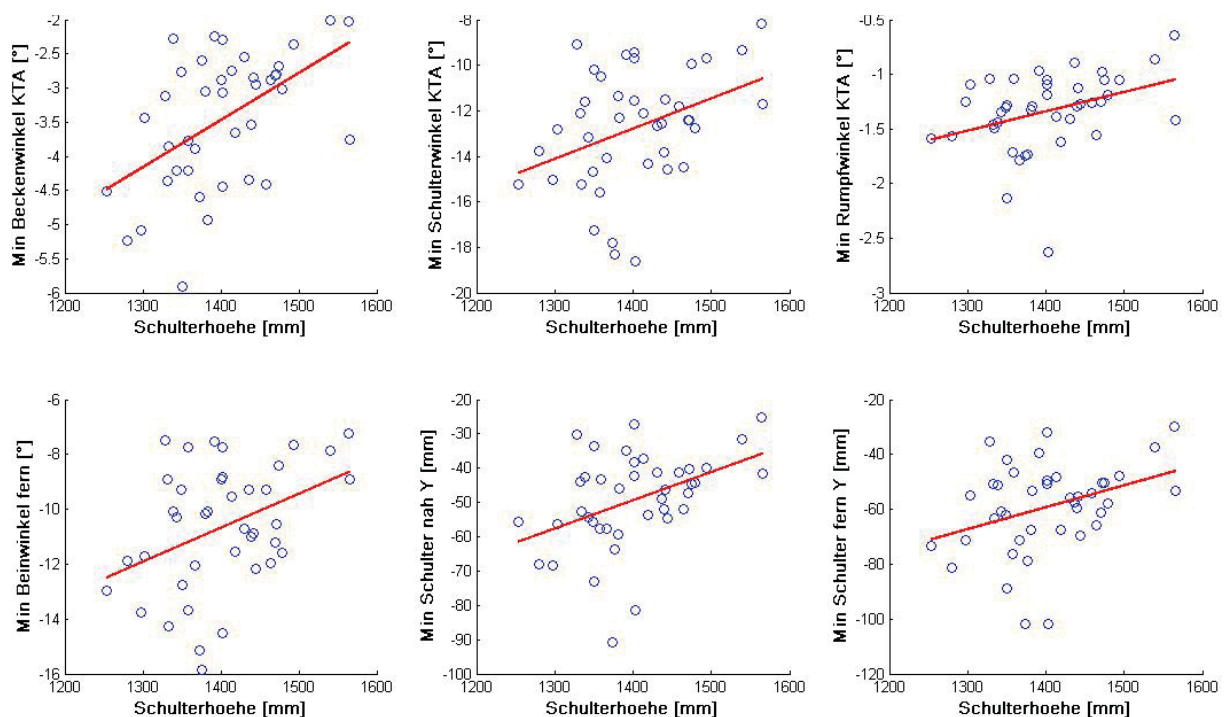


Abbildung 44 Streuungsdiagramm in Abhängigkeit der Schulterhöhe

Die Abbildung zeigt die linearen Zusammenhänge zwischen der Schulterhöhe und verschiedenen untersuchten Variablen in Form von Streudiagrammen. Von links oben nach rechts unten: Minima Beckenwinkel KTA, Minima Schulterwinkel KTA, Minima Rumpfwinkel KTA, Minima Beinwinkel kontralateral, Minima Schulter in transversaler Richtung (y) ipsilateral und kontralateral, blau: Punktwolke, rot: berechnete Regressionsgerade

3.4.1.10 Körpermasse

Bezüglich der Körpermasse zeigen sich signifikante Zusammenhänge mit den Minima des Becken- ($RR = 0,20$, $p = 0,00$, $b1 = 0,04$), Schulter- ($RR = 0,21$, $p = 0,00$, $b1 = 0,12$) und Rumpfwinkels ($RR = 0,12$, $p = 0,03$, $b1 = 0,01$) um die Körpertiefenachse, des kontralateralen Beinwinkels ($RR = 0,30$, $p = 0,00$, $b1 = 0,13$), der longitudinalen Verschiebung der ipsilateralen Schulter ($RR = 0,14$, $p = 0,01$, $b1 = 0,40$) sowie der transversalen Verschiebung von ipsi- ($RR = 0,24$, $p = 0,00$, $b1 = 0,71$) und kontralateraler ($RR = 0,18$, $p = 0,01$, $b1 = 0,71$) Schulter. Mit zunehmender Körpermasse verringern sich die Werte der Minima, d.h. die Auslenkungen bzw. Winkelamplituden werden geringer (Vgl. Tabelle 69, Abbildung 45).

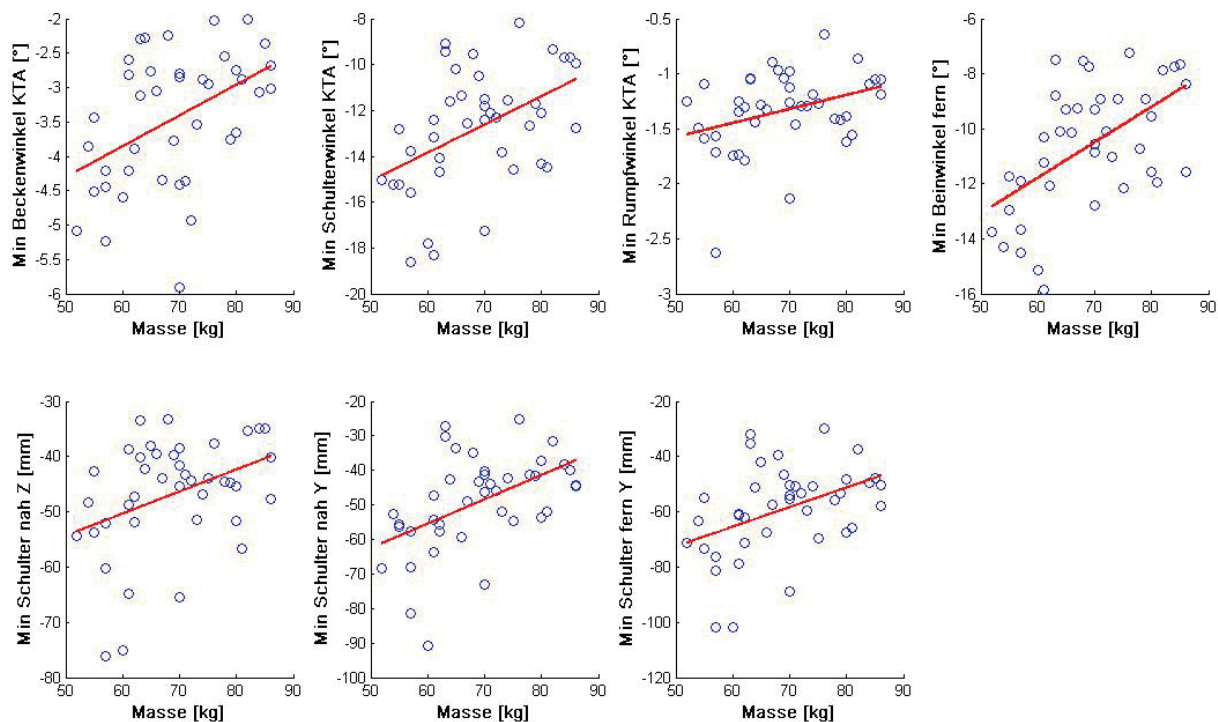


Abbildung 45 Streuungsdiagramm in Abhängigkeit der Körpermasse

Die Abbildung zeigt die linearen Zusammenhänge zwischen der Körpermasse und verschiedenen untersuchten Variablen in Form von Streuungsdiagrammen. Von links oben nach rechts unten: Minima Beckenwinkel KTA, Minima Schulterwinkel KTA, Minima Rumpfwinkel KTA, Minima Beinwinkel kontralateral, Minima ipsilaterale Schulter in longitudinaler Richtung, Minima Schulter in transversaler Richtung (y) ipsilateral und kontralateral, blau: Punktwolke, rot: berechnete Regressionsgerade

3.4.2 Multiple lineare Regression

Die oben dargestellten signifikanten Zusammenhänge zwischen bestimmten Körperproportionen und den in den einzelnen Abschnitten beschriebenen Bewegungsamplituden (Minima und Maxima) wurden für die Berechnung von

multiplen linearen Regressionsmodellen genutzt. In jedes aufgestellte Modell für einen Bewegungsparameter wurden jeweils nur solche Körperproportionen als unabhängige Variablen genutzt, welche auch im einfachen linearen Modell einen signifikanten Zusammenhang zeigten. Im Ergebnis lassen sich die in Tabelle dargestellten Modellparameter errechnen.

Modellparameter der multiplen linearen Regression				
Variable	RR	F	Sign.	Fehler
Min Beckenwinkel KTA	0,49	5,04	0,00	0,59
Min Schulterwinkel KTA	0,35	3,74	0,01	5,08
Min Rumpfwinkel KTA	0,29	2,82	0,03	0,11
Min Beinwinkel nah	0,23	3,66	0,02	0,11
Min Beinwinkel fern	0,35	6,38	0,00	3,77
Max Sips nah Y	0,17	3,74	0,03	18,09
Max Sips fern Y	0,17	3,69	0,03	16,88
Min Schulter nah Z	0,26	6,50	0,00	84,14
Max Schulter fern Z	0,20	4,59	0,02	20,89
Min Schulter nah Y	0,58	6,37	0,00	101,05
Min Schulter fern Y	0,48	4,26	0,00	174,85

Tabelle 4 Modellparameter der multiplen linearen Regression

Die Tabelle zeigt die berechneten Modellparameter R^2 , F-Wert, Signifikanz und den Standardfehler der multiplen linearen Regression.

Exemplarisch lassen sich über ein multiples lineares Modell 49% der Gesamtvarianz der Streuung der Minima des Beckenwinkels um die Körpertiefenachse erklären (Vgl. Tabelle 4). Die dabei beachteten Körperproportionen waren der Abstand der Trochanter Major, die Beinlänge, das Verhältnis Rumpf- zu Beinlänge, die Schulterbreite, die Schulterhöhe und die Körpermasse.

Allgemein zeigen somit die konstitutionellen Parameter einen Einfluss auf die Bewegungsreaktionen. Die Hypothese H_2 kann somit auch für die Körperproportionen bestätigt werden.

3.4.3 Normierung

Für weitere Gruppenvergleiche erfolgt die Normierung der Bewegungsparameter auf die mittleren Körpermaße anhand der Regressionsgleichungen, welche sich durch die Modelle der multiplen linearen Regression ergeben.

Exemplarisch sei hier die Berechnung des normierten Minimums des Beckenwinkels um die Körpertiefenachse für einen Probanden n aufgezeigt (Formel 18). Die

Normierung erfolgte dabei auf die durchschnittlichen, mittleren Körperproportionen (\emptyset) aller untersuchten Probanden:

$$\begin{aligned}
 Min_{Beckenwinkel_{KTA_{norm}}} &= Min_{Beckenwinkel_{KTA_{Real}}} \\
 &+ b_1 * (Standbreite_{\emptyset} - Standbreite_n) \\
 &+ b_2 * (Abstand_Tro_{\emptyset} - Abstand_Tro_n) \\
 &+ b_3 * (Mal/Tro_{\emptyset} - Mal/Tro_n) \\
 &+ b_4 * (Beinlänge_{\emptyset} - Beinlänge_n) \\
 &+ b_5 * (Rumpflänge_{\emptyset} - Rumpflänge_n) \\
 &+ b_6 * (Rumpf/Beine_{\emptyset} - Rumpf/Beine_n) \\
 &+ b_7 * (Schulterbreite_{\emptyset} - Schulterbreite_n) \\
 &+ b_8 * (Hebel_nah_{\emptyset} - Hebel_nah_n) \\
 &+ b_9 * (Schulterhöhe_{\emptyset} - Schulterhöhe_n) \\
 &+ b_{10} * (Masse_{\emptyset} - Masse_n)
 \end{aligned} \tag{18}$$

Die Faktoren b_1 bis b_{10} wurden dabei nur mit einbezogen, wenn die jeweiligen unabhängigen Variablen einen einfachen linearen signifikanten Zusammenhang zur abhängigen Variable aufwiesen.

Dieses Verfahren der Normierung wurde im weiteren Verlauf nicht nur für die oben untersuchten Bewegungsparameter angewendet, sondern auch für alle übrigen Bewegungsparameter.

3.5 Geschlechtsspezifische Ausprägung der Bewegungsreaktion

3.5.1 Entlastungsstörung (Rampe 2)

Im Vergleich zwischen Männern und Frauen konnten in sagittaler Richtung signifikante Unterschiede in der Bewegung des kontralateralen Knies ($p = 0,03$), des ipsilateralen Trochanter Majors ($p = 0,01$) und SIAS ($p = 0,03$), der kontralateralen Schulter ($p = 0,00$) und der Bewegung der Wirbelkörper B2 bis B6 ($p = 0,02 / 0,00 / 0,01$) festgestellt werden. Die weiblichen Probanden zeigen in der Ausprägung dieser Parameter größere Bewegungsamplituden. In der Ausprägung der Schulterbewegung tritt beispielsweise bei Männern eine mittlere Amplitude von

6,8 mm (Std. 6,6 mm) und bei Frauen von 14,6 mm (Std. 6,0 mm) auf (Vgl. Tabelle 70, Tabelle 71).

In transversaler Bewegungsrichtung konnten signifikante Unterschiede in der Ausprägung der Translation der ipsi- und kontralateralen Schulter ($p = 0,00$), des ipsi- und kontralateralen Ellenbogens ($p = 0,01$), des Hinterkopfes sowie der Wirbelkörper B2 aufwärts bis C7 ($p = 0,00$; B10 $p = 0,01$) festgestellt werden. Bis auf den Ellenbogen (ipsilateral, m/w: -31,6 / 19,4 mm, Std. 12,1 / 14,3 mm; kontralateral, m/w: -13,9 / 7,0 mm, Std. 7,2 / 7,7 mm), reagierten weiblichen Probanden mit größeren Bewegungsamplituden auf die Entlastung (Vgl. Tabelle 70, Tabelle 72).

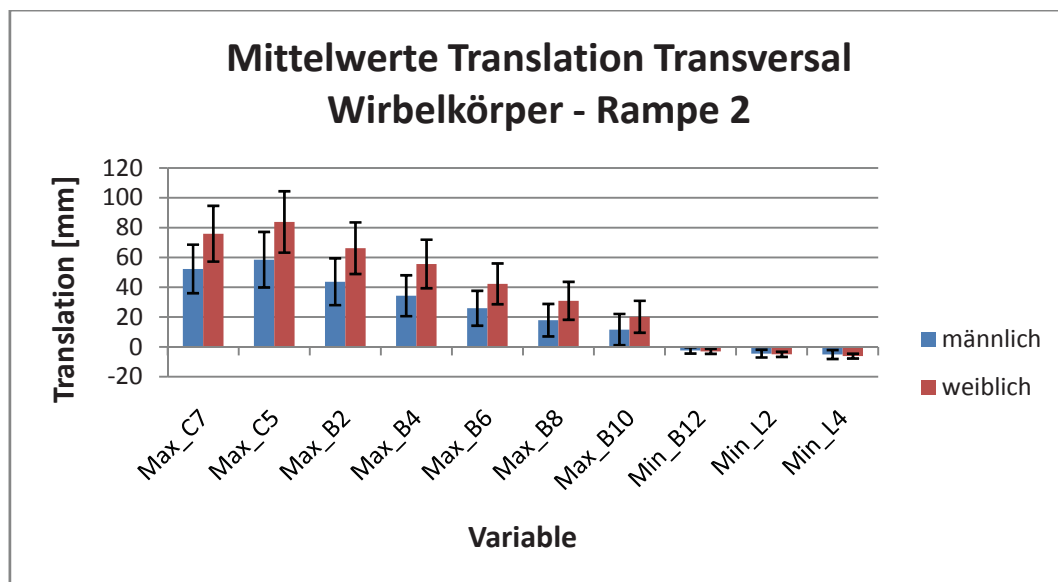


Abbildung 46 Translation der Wirbelkörper in transversaler Richtung, Vergleich Männer / Frauen, Rampe 2

Die Abbildung zeigt die mittlere Extrema der jeweiligen Variablen im Vergleich zwischen Männern (blau) und Frauen (rot). Y-Achse: Translation in mm; X-Achse von links nach rechts: Maximum C7, C5, B2, B4, B6, B8, Minimum B12, L2, L4

Signifikante Unterschiede in longitudinaler Bewegungsrichtung zeigten sich in der Verschiebung des kontralateralen Knies ($p = 0,00$), des ipsilateralen Trochanter Majors ($p = 0,00$) und Ellenbogens, der ipsilateralen Hand und der Wirbelkörper B2 ($p = 0,00$), B4 ($p = 0,00$), B8 ($p = 0,02$), B10 ($p = 0,04$), C5 ($p = 0,02$) und C7 ($p = 0,00$). Bei Frauen können in Reaktion auf die Entlastungsstörung des Typs 2 größere Bewegungsamplituden festgestellt werden. Die größten Unterschiede zwischen den Geschlechtern treten dabei in der oberen Extremität der ipsilateralen Körperseite auf. Der Ellenbogen wird bei Frauen im Mittel um 72,6 mm (Std.

14,2 mm) und die Hand um 108,9 mm (Std. 32,4 mm) nach oben geführt, hingegen bei Männern nur um 60 mm (Std. 13,1 mm, Hand) bzw. 75,4 mm (Std. 25,2 mm, Ellenbogen) (Vgl. Tabelle 70, Tabelle 73).

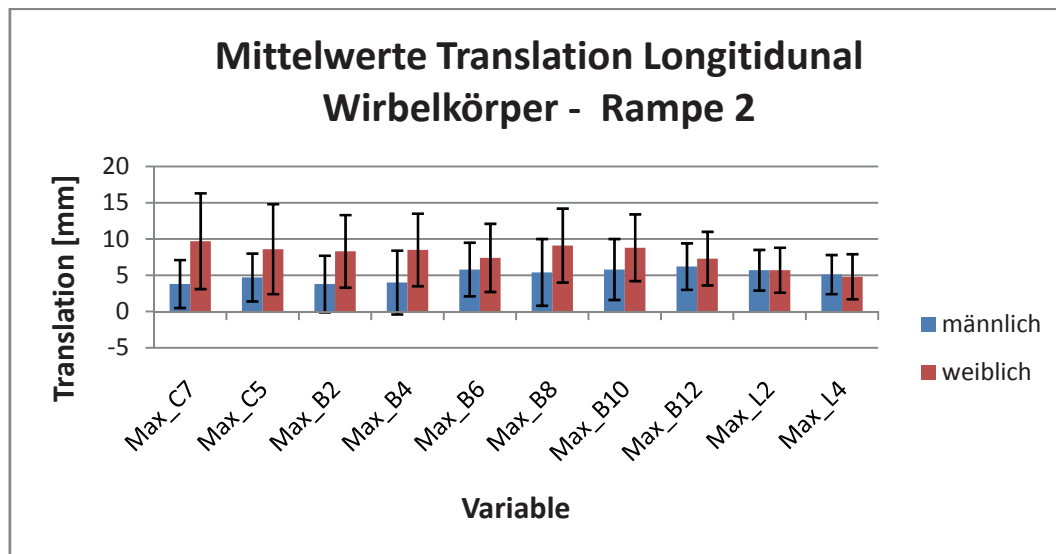


Abbildung 47 Translation der Wirbelkörper in longitudinaler Richtung, Vergleich Männer / Frauen, Rampe 2

Die Abbildung zeigt die mittlere Extrema der jeweiligen Variablen im Vergleich zwischen Männern (blau) und Frauen (rot). Y-Achse: Translation in mm; X-Achse von links nach rechts: Maximum C7, C5, B2, B4, B6, B8, B12, L2, L4

Ebenso lassen sich signifikante Unterschiede im Becken-, Rumpf- und Schulterwinkel, jeweils um die Körpertiefenachse ($p = 0,00$), im ipsilateralen Knie- und Sprunggelenkwinkel und in der Ausprägung des Minimums der vertikalen Bodenreaktionskraft der kontralateralen Seite ($p = 0,00$) feststellen. Frauen zeigen durchweg größere Rotationsamplituden als Männer, allerdings ist die Entlastung des kontralateralen Beins mit -88,8 N (Std. 16,3 N) bei Männern im Vergleich zu 63,8 N (Std. 15,3 N) bei Frauen größer (Vgl. Tabelle 70, Tabelle 74).

3.5.2 Belastungsstörung (Rampe 4)

In Reaktion auf eine plötzliche Belastungsstörung des Typs 4 können in sagittaler Bewegungsrichtung signifikante Unterschiede in der Translation des kontralateralen SIPS ($p = 0,03$) und der Wirbelkörper B4 ($p = 0,03$), B8 ($p = 0,04$), B10 ($p = 0,02$) und B12 ($p = 0,01$) beobachtet werden. Frauen führen in Reaktion auf die plötzliche Belastung größere Bewegungen aus. Im Becken (SIPS) beispielsweise erfolgt die Bewegung bei Frauen um 9,9 mm (Std. 6,8 mm), bei Männern hingegen nur um 5,5 mm (Std. 4,8 mm) nach hinten (Vgl. Tabelle 75, Tabelle 76).

In transversaler Bewegungsrichtung zeigen nahezu alle untersuchten Körperstellen Unterschiede in der Ausprägung der Bewegungsamplitude zwischen Männern und Frauen. Im Speziellen sind dies das ipsilaterale Knie ($p = 0,02$), der kontralaterale Trochanter Major ($p = 0,04$) und SIPS ($p = 0,03$), die ipsi- und kontralaterale Schulter ($p = 0,00$), ipsi- und kontralateraler Ellenbogen ($p = 0,00$), die kontralaterale Hand ($p = 0,04$), und der ipsilaterale ($p = 0,02$), kontralaterale ($p = 0,01$) und der dorsale Kopfmarker ($p = 0,04$) sowie die Wirbelkörper L4 ($p = 0,03$), B2 aufwärts bis B10 bzw. C5 und C7 ($p = 0,00$). Mit Ausnahme der transversalen Bewegung des ipsi- und kontralateralen Ellenbogens sind die Bewegungsamplituden bei Frauen größer als bei Männern. Im Wirbelkörper C7 ist die seitliche Translationsbewegung bei Frauen fast doppelt so groß wie bei Männern (m/w: -47,6 / -81,8 mm, Std. 16,0 / 22,7 mm) (Vgl. Tabelle 75, Tabelle 77).

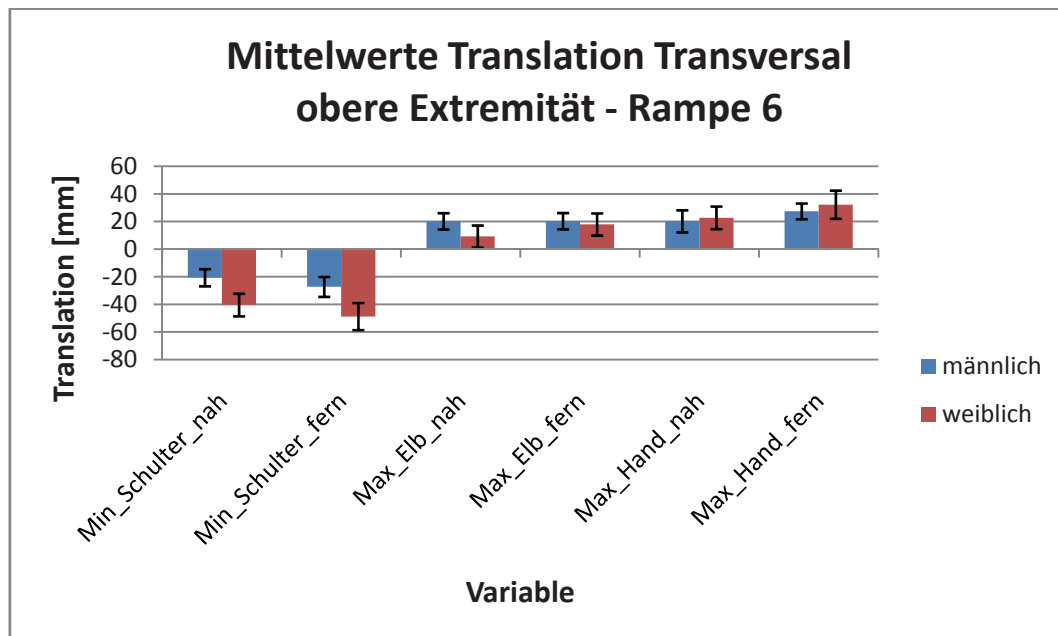


Abbildung 48 Translation der oberen Extremität in longitudinaler Richtung, Vergleich Männer / Frauen, Rampe 4

Die Abbildung zeigt die mittlere Extrema der jeweiligen Variablen im Vergleich zwischen Männern (blau) und Frauen (rot). Y-Achse: Translation in mm; X-Achse von links nach rechts: Minimum ipsilaterale Schulter, kontralaterale Schulter, ipsilateraler Ellenbogen, Maximum kontralateraler Ellenbogen, Minimum ipsilaterale Hand, Maximum kontralaterale Hand

Die Bewegungsreaktionen in longitudinaler Richtung unterscheiden sich zwischen männlichen und weiblichen Probanden im kontralateralen Knie ($p = 0,00$) und Trochanter Major ($p = 0,01$), in ipsilateraler Schulter ($p = 0,00$) und dem ipsilateralen Ellenbogen ($p = 0,00$), sowie in ipsi- ($p = 0,00$) und kontralateraler Hand ($p = 0,01$). Des Weiteren können in der Bewegung der Wirbelkörper B2, C5 und C7 ($p = 0,00$)

und dem kontralateralen ($p = 0,00$) und dorsalen Kopfmarker ($p = 0,00$) signifikante Unterschiede beobachtet werden. Frauen zeigen durchweg größere Bewegungsamplituden als Männer. Die störungsnaher Schulter wird beispielsweise bei Männern nur 38 mm (Std. 7,2 mm), bei Frauen hingegen um 55,3 mm (Std. 14,0 mm) nach unten bewegt (Vgl. Tabelle 75, Tabelle 78).

Bezüglich der ausgewerteten Rotationsbewegungen und Bodenreaktionskräfte zeigen Becken-, Rumpf- und Schulterwinkel ($p = 0,00$) jeweils um die Körpertiefenachse, der ipsi- und kontralaterale Beinwinkel in Frontalebene ($p = 0,00$), der kontralaterale Knie- ($p = 0,04$) und Ellenbogenwinkel ($p = 0,00$), der ipsilaterale Sprunggelenkwinkel ($p = 0,00$), sowie das Maximum der kontralateralen Bodenreaktionskraft ($p = 0,00$) signifikante Unterschiede zwischen Männern und Frauen, wobei die Frauen in allen Rotationsbewegungen größere Amplituden aufweisen. Der Anstieg der vertikalen Bodenreaktionskraft ist hingegen bei Männern mit 134,6 N (Std. 19,9 N) im Vergleich zu Frauen mit 112,8 N (Std. 17,7 N) größer (Vgl. Tabelle 75, Tabelle 79).

3.5.3 Stoßartige Störung (Rampe 6)

In Reaktion auf stoßartige Störungen können in sagittaler Bewegungsrichtung zwischen Männern und Frauen im kontralateralen Trochanter Major ($p = 0,01$), SIPS ($p = 0,00$) und der kontralateralen Schulter ($p = 0,00$) sowie in der Bewegung aller Wirbelkörper ($p < 0,05$) signifikante Unterschiede festgestellt werden. Die translatorische Bewegung erfolgt dabei in allen Parametern bei Frauen stärker als bei Männern. Die Schulter beispielsweise wird bei Männern um 8,2 mm (Std. 5,2 mm) nach unten bewegt, bei Frauen hingegen um 18,3 mm (Std. 7,3 mm) (Vgl. Tabelle 80, Tabelle 81).

In transversaler Bewegungsrichtung zeigen fast alle untersuchten Körperpunkte signifikante Unterschiede zwischen Männern und Frauen. Die Ausnahme bilden dabei das kontralaterale Knie, der kontralaterale SIAS und Ellenbogen, die Hand auf der ipsi- und kontralateralen Seite sowie der ventrale Kopfmarker ($p > 0,05$).

In den sich signifikant unterscheidenden Bewegungsamplituden sind bis auf die Verschiebung des störungsnahen Ellenbogens die Amplituden bei Frauen größer als bei Männern. Im Bereich der Schulter ist dabei die Verschiebung bei Frauen

annähernd doppelt so groß wie bei Männern (m/w: -20,7 / -40,4 mm, Std. 5,9 / 8,8 mm) (Vgl. Tabelle 80, Tabelle 82).

Die Bewegungsreaktion in longitudinaler Richtung wird im kontralateralen Trochanter Major ($p = 0,02$) und SIAS ($p = 0,00$), der ipsilateralen Schulter ($p = 0,00$) und des ipsilateralen Ellenbogens ($p = 0,00$), in ipsi- und kontralateraler Hand ($p = 0,00$), des kontralateralen ($p = 0,00$), ventralen ($p = 0,00$) und dorsalen ($p = 0,01$) Kopfmärkern und der Wirbelkörper B2 abwärts bis B8 und C7 ($p < 0,05$) signifikant unterschiedlich im Vergleich zwischen männlichen und weiblichen Probanden ausgeführt. Frauen nutzen in longitudinaler Richtung großräumigere Bewegungen. Die Verschiebung beispielsweise im Ellenbogen beträgt bei Männern - 35,5 mm (Std. 5,9 mm) und bei Frauen - 48,1 mm (Std. 7,3 mm) (Vgl. Tabelle 80, Tabelle 83).

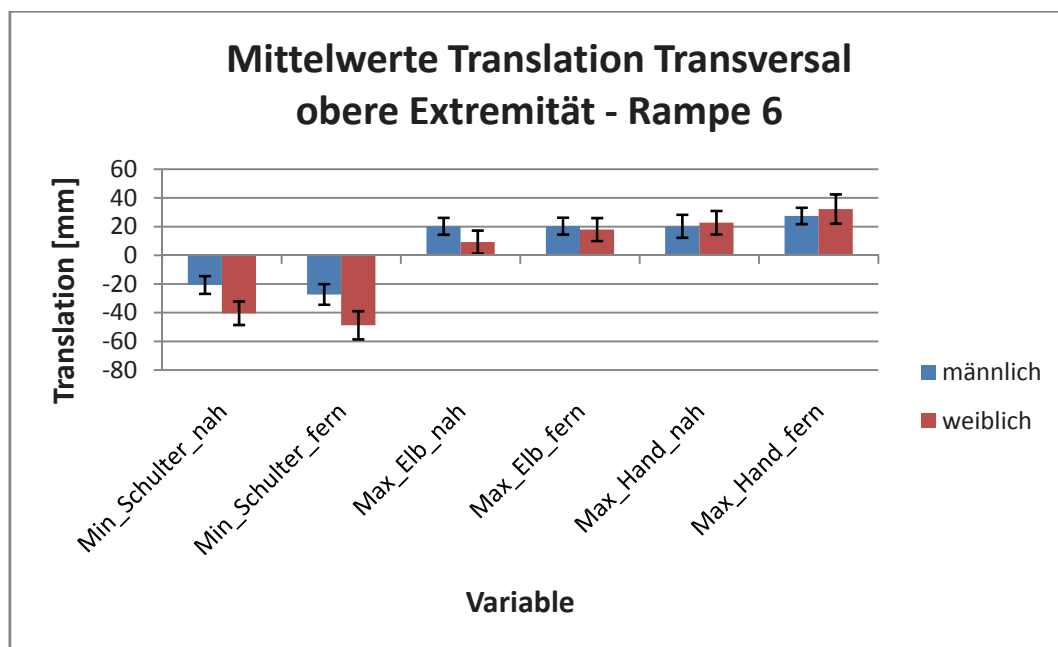


Abbildung 49 Translation der oberen Extremität in transversaler Richtung, Vergleich Männer / Frauen, Rampe 6

Die Abbildung zeigt die mittlere Extrema der jeweiligen Variablen im Vergleich zwischen Männern (blau) und Frauen (rot). Y-Achse: Translation in mm; X-Achse von links nach rechts: Minimum ipsilaterale Schulter, kontralaterale Schulter, Maximum ipsilateraler Ellenbogen, kontralateraler Ellenbogen, ipsilaterale Hand, kontralaterale Hand

Ebenso signifikante Unterschiede zwischen Männern und Frauen können in der Rotation des Beckens, des Rumpfes und der Schulterachse um die Körpertiefenachse ($p = 0,00$), der Beine in Frontalebene ($p = 0,00$), im Ellenbogen auf der ipsi- ($p = 0,01$) und kontralateralen Seite ($p = 0,03$) sowie im kontralateralen Kniegelenk ($p = 0,01$) und ipsilateralen Sprunggelenk ($p = 0,00$) und in der Ausprägung des Minima der Bodenreaktionskraft auf der kontralateralen Seite

($p = 0,04$) festgestellt werden. Die Rotation von Becken (m/w: $-1,9 / -3,3^\circ$, Std. $0,7 / 0,9^\circ$), Rumpf (m/w: $-7,0 / -11,2^\circ$, Std. $1,8 / 2,5^\circ$) und Schulterachse (m/w: $-7,8 / -12,1^\circ$, Std. $1,9 / 2,3^\circ$), der Beine (m/w: $-0,7 / -1,1^\circ$, Std. $0,3 / 0,3^\circ$), des kontralateralen Ellenbogens (m/w: $-3,9 / -5,3^\circ$, Std. $1,6 / 2,3^\circ$) und des ipsilateralen Sprunggelenks (m/w: $-3,5^\circ / -7,2^\circ$, Std. $2,2^\circ / 3,2^\circ$) erfolgt bei Frauen stärker. Hingegen sind bei Männern die Rotation des ipsilateralen Ellenbogens (m/w: $6,7 / 4,9^\circ$, Std. $2 / 2,2^\circ$), des kontralateralen Knies (m/w: $-1,6 / -0,7^\circ$, Std. $1,0 / 1,0^\circ$) und die Entlastung des kontralateralen Beins (m/w: $-228,5 / 195,0$ N, Std. $57,4 / 39,7$ N) stärker ausgeprägt (Vgl. Tabelle 80, Tabelle 84).

3.5.4 Zusammenfassung der geschlechtsspezifischen Ausprägung der Bewegungsreaktion

Die Ergebnisse verdeutlichen, dass sowohl bei Entlastungs-, bei Belastungsstörungen als auch bei stoßartigen Störungen Frauen überwiegen signifikant größere Amplituden in den Bewegungen und den Bodenreaktionskräften zeigen. Die Hypothese H_3 , die annimmt, dass die Belastungsreaktion abhängig vom Geschlecht der jeweiligen Versuchsperson ist, kann somit angenommen werden.

3.6 Vergleich der Bewegungsreaktion zwischen gesunder Kontrollgruppe und Patienten mit chronisch unspezifischem Rückenschmerz

Aufgrund der oben dargestellten geschlechtsspezifischen Unterschiede in der Bewegungsreaktion und der Abhängigkeit der Bewegungsreaktion von unterschiedlichen Körperproportionen wurde der Vergleich zwischen gesunder Kontrollgruppe und der Gruppe von Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen in der Lendenwirbelsäule für beide Geschlechter getrennt durchgeführt. Außerdem erfolgte, trotz Normierung der Bewegungsreaktion auf die Körperproportionen, ein paarweiser Vergleich der Gruppen mittels Wilcoxon-Tests.

3.6.1 Entlastungsstörungen (Rampe 2)

3.6.1.1 Weibliche Probanden / Patienten

Im Vergleich zwischen gesunden Probandinnen und Patientinnen mit chronisch unspezifischem Rückenschmerz zeigen sich in sagittaler Bewegungsrichtung

signifikante Unterschiede in der Bewegung des Ellenbogens ($p = 0,03$), der Hand ($p=0,05$) und des Kopfmarkers ($p = 0,03$), jeweils auf der kontralateralen Körperseite. Im Ellenbogen (CURS/KG: $-5,5 / -10,7$ mm, Std. $4,6 / 6,2$ mm) treten größere Bewegungsamplituden bei gesunden Probandinnen auf, an der Hand (CURS/KG: $-11,3 / 5,5$ mm, Std. $7,5 / 5,2$ mm) und am Kopfmarker (CURS/KG: $-22,4 / -16,4$ mm, Std. $3,5 / 6,7$ mm) zeigen hingegen Patientinnen größere Bewegungsamplituden (Vgl. Tabelle 85, Tabelle 87).

In transversaler Bewegungsrichtung können bei gesunden Probandinnen (CURS/KG: $-13,5 / -7,1$ mm, Std. $9,6 / 5,5$ mm) signifikant größere Verschiebungen im kontralateralen Ellenbogen ($p = 0,05$) festgestellt werden (Vgl. Tabelle 85, Tabelle 87).

Signifikante Unterschiede in longitudinaler Bewegungsrichtung konnten in der Bewegung des Wirbelkörpers C7 ($p = 0,01$), der kontralateralen Hand ($p = 0,05$) und des ipsilateralen Kopfmarkers ($p = 0,01$) festgestellt werden. Der Wirbelkörper C7 CURS/KG: $4,6 / 8,6$ mm, Std. $2,0 / 5,7$ mm) und der ipsilaterale Kopfmarker CURS/KG: $3,4 / 8,7$ mm, Std. $3,9 / 3,7$ mm) werden bei Probandinnen in Folge einer plötzlichen Entlastung stärker nach oben geführt. Die kontralaterale Hand (CURS/KG: $-47,8 / -39,9$ mm, Std. $14,9 / 11$ mm) bewegt sich bei Patientinnen stärker nach unten (Vgl. Tabelle 85, Tabelle 88).

In Folge der plötzlichen Entlastung kommt es außerdem zu einer signifikant größeren Streckung des ipsilateralen und kontralateralen Sprunggelenks ($p = 0,05 / 0,04$) bei Patientinnen. Die Rotation beträgt $6,8^\circ$ bzw. $2,8^\circ$ (Std. $5,8 / 6,3^\circ$, CURS / KG) im ipsilateralen und $5,2^\circ$ bzw. $2,6^\circ$ (Std. $2,6 / 2,3^\circ$, CURS / KG) im kontralateralen Bein (Vgl. Tabelle 85, Tabelle 88).

3.6.1.2 Männliche Probanden / Patienten

Nach einer plötzlichen Entlastung zeigen sich im Vergleich zwischen männlichen Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen und gesunden männlichen Kontrollpersonen in sagittaler Bewegungsrichtung keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Bewegungsreaktion (Vgl. Tabelle 86).

In transversaler Bewegungsrichtung können signifikante Unterschiede in der Bewegung des ipsilateralen SIAS ($p = 0,02$) und der Wirbelkörper C7 ($p = 0,04$) und L2 ($p = 0,05$) festgestellt werden. Der SIAS wird mit $-22,1$ mm (Std. $11,2$ mm) bei

Patienten stärker zur störungsnahen Seite bewegt als bei Probanden mit -15,0 mm (Std. 4,1 mm). Ebenso eine größere Verschiebung bei Patienten erfolgt im Wirbelkörper C7, allerdings zu störungsfernen Seite (CURS/KG: 58,4 / 30,6 mm, Std. 8,9 / 23,9 mm). Im Wirbelkörper L2 zeigt sich hingegen bei Probanden eine größere Verschiebung zur ipsilateralen Seite (CURS/KG: -1,9 / -5,0 mm, Std. 2,9 / 3 mm) (Vgl. Tabelle 86, Tabelle 87).

Der ventrale Kopfmarker lässt in longitudinaler Bewegungsrichtung signifikante Unterschiede in der Bewegungstranslation erkennen ($p = 0,02$). Rückenschmerzpatienten bewegen die ventrale Seite des Kopfes in Folge einer plötzlichen Entlastung stärker nach oben als gesunde Probanden (CURS/KG: 7,6 / 0,6 mm, Std. 3,9 / 3,2 mm) (Vgl. Tabelle 86, Tabelle 88).

Bezüglich der rotatorischen Bewegungsreaktion können signifikante Unterschiede im kontralateralen Ellenbogenwinkel ($p = 0,02$) und Kniewinkel ($p = 0,04$) festgestellt werden. Im Ellenbogen tritt bei Patienten mit $2,4^\circ$ (Std. $1,2^\circ$) im Vergleich zu Probanden mit $0,6^\circ$ (Std. $1,0^\circ$) eine stärkere Streckung auf. Im Kniegelenk hingegen führen Probanden eine größere Streckbewegung aus (CURS/KG: $0,0 / 0,7^\circ$, Std. $0,3 / 0,8^\circ$) (Vgl. Tabelle 86, Tabelle 88).

3.6.2 Belastungsstörungen (Rampe 4)

3.6.2.1 Weibliche Probanden / Patienten

In Folge einer plötzlichen Belastung zeigen Patientinnen und Probandinnen in sagittaler Bewegungsrichtung signifikante Unterschiede in der Bewegung des Wirbelkörpers C7 ($p = 0,03$) und des Kopfes ($p = 0,03$) auf der störungsfernen Seite. Probandinnen schieben den Wirbelkörper C7 stärker nach vorn (CURS/KG: 20,2 / -33,3 mm, Std. 8,5 / 15,3 mm), der kontralaterale Kopfmarker hingegen wird bei Patientinnen stärker nach vorn geführt (CURS/KG: 18,4 / 10,1 mm, Std. 9,6 / 4,9 mm) (Vgl. Tabelle 89, Tabelle 91).

In transversaler Bewegungsrichtung lässt sich ein signifikanter Unterschied in der Bewegung der kontralateralen Hand feststellen ($p = 0,02$). Gesunde weibliche Personen verschieben die kontralaterale Hand stärker zur kontralateralen Seite (CURS/KG: -46,7 / -68,1 mm, Std. 12,3 / 28,2 mm). Die Patientinnen führen in Folge einer plötzlichen Belastung den kontralateralen SIAS mit -0,2 mm (Std. 0,3 mm)

weniger stark nach unten als Probandinnen mit -0,5 mm (Std. 0,5 mm) (Vgl. Tabelle 89, Tabelle 91).

Ein signifikanter Unterschied in longitudinaler Bewegungsrichtung kann in der Verschiebung des kontralateralen SIAS beobachtet werden ($p = 0,03$). Rückenschmerzpatientinnen bewegen den SIAS mit -0,2 mm (Std. 0,3 mm) weniger stark nach unten als Probandinnen mit -0,5 mm (Std. 0,5 mm) (Vgl. Tabelle 89, Tabelle 92).

Die untersuchten rotatorischen Bewegungsreaktionen auf eine plötzliche Belastung des Armes zeigen keine signifikanten Unterschiede zwischen Patientinnen und Probandinnen (Vgl. Tabelle 89).

3.6.2.2 Männliche Probanden / Patienten

Bei männlichen Personen lassen sich im Vergleich zwischen gesunder Kontrollgruppe und Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen in sagittaler Bewegungsrichtung signifikante Unterschiede in der Bewegung des ipsilateralen SIPS ($p = 0,02$) und des dorsalen Kopfmarkers ($p = 0,02$) feststellen. Gesunde Probanden führen bei plötzlichen Belastungen den SIPS weiter nach hinten als Patienten (CURS/KG: -5,6 / -12,2 mm, Std. 3,0 / 5,9 mm). Der dorsale Kopfmarker hingegen wird bei Patienten stärker als bei Probanden nach vorne bewegt (CURS/KG: 19,0 / 6,4 mm, Std. 7,7 / 6,1 mm) (Vgl. Tabelle 90, Tabelle 91).

In transversaler Bewegungsrichtung treten signifikante Unterschiede in der Bewegung des Wirbelkörpers C7 ($p = 0,01$) sowie der ipsilateralen ($p = 0,02$) und kontralateralen ($p = 0,04$) Hand auf. Patienten verschieben den Wirbelkörper C7 mit -61,4 mm (Std. 15,1 mm) stärker zur ipsilateralen Seite als Probanden mit -34,3 mm (Std. 17,5 mm). Die ipsilaterale (CURS/KG: 30,5 / 20,4 mm, Std. 7,6 / 6,4 mm) und die kontralaterale (CURS/KG: 44,8 / 24,3 mm, Std. 12,0 / 21,2 mm) Hand werden von Patienten stärker zur kontralateralen Seite bewegt (Vgl. Tabelle 90, Tabelle 91).

Ebenso signifikante Unterschiede zeigen sich in der Verschiebung des ipsilateralen Knies ($p = 0,01$) und des SIAS ($p = 0,05$) in longitudinaler Bewegungsrichtung. Dabei erfolgt bei Patienten die Bewegung des Knies weiter nach unten (CURS/KG: -1,6 / 0,2 mm, Std. 1,1 / 0,9 mm) und die Bewegung des SIAS weiter nach oben (CURS/KG: 1,9 / 0,5 mm, Std. 2,2 / 0,7 mm) als bei gesunden Probanden (Vgl. Tabelle 90, Tabelle 92).

Bei den untersuchten rotatorischen Bewegungsparametern können infolge einer plötzlichen Belastung signifikante Unterschiede im ipsilateralen Beinwinkel ($p = 0,05$) und im kontralateralen Kniewinkel ($p = 0,03$) festgestellt werden. Sowohl die Rotation des ipsilateralen Beins in Frontalebene (CURS/KG: $-1,7 / -1,2^\circ$, Std. $0,4 / 0,4^\circ$) als auch die Rotation im kontralateralen Ellenbogen (CURS/KG: $-4,9 / -2,3^\circ$, Std. $2 / 3^\circ$) erfolgen bei Patienten großräumiger (Vgl. Tabelle 90, Tabelle 92).

3.6.3 Stoßartige Störungen (Rampe 6)

3.6.3.1 Weibliche Probanden / Patienten

In Reaktion auf stoßartige Störungen lassen sich zwischen gesunden Probandinnen und Patientinnen mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen keine signifikanten Unterschiede der Bewegungen in sagittaler Richtung feststellen (Vgl. Tabelle 93).

In transversaler Bewegungsrichtung zeigen sich signifikante Unterschiede der Bewegungen des kontralateralen Ellenbogens ($p = 0,02$) und der kontralateralen Hand ($p = 0,00$). Sowohl der Ellenbogen (CURS/KG: $10,3 / 18,7$ mm, Std. $6,9 / 8,2$ mm) als auch die Hand (CURS/KG: $27,4 / 43,1$ mm, Std. $6,2 / 17,1$ mm) werden von gesunden Personen weiter zur kontralateralen Seite bewegt (Vgl. Tabelle 93, Tabelle 95).

Die Bewegung der ipsilateralen Schulter unterscheidet sich in longitudinaler Richtung signifikant zwischen Patientinnen und Probandinnen ($p = 0,05$). Patienten führen die ipsilaterale Schulter infolge einer stoßartigen Störung weiter nach unten als gesunde Probanden (CURS/KG: $-43,7 / -38,6$ mm, Std. $5,3 / 6,5$ mm) (Vgl. Tabelle 93, Tabelle 96).

Bei den untersuchten rotatorischen Bewegungen zeigen sich keine signifikanten Unterschiede (Vgl. Tabelle 93).

3.6.3.2 Männliche Probanden / Patienten

In sagittaler Bewegungsrichtung konnten beim männlichen Geschlecht Unterschiede der Bewegung des kontralateralen Trochanter Major ($p = 0,04$), des SIPS ($p = 0,01$) und der Wirbelkörper C7 ($p = 0,01$) und L4 ($p = 0,01$) zwischen Patienten und Probanden festgestellt werden. Sowohl der Trochanter Major (CURS/KG: $-2,5 / -2,1$ mm, Std. $2,1 / 1,4$ mm), als auch der SIPS (CURS/KG: $-3,4 / -1,7$ mm, Std. $3,2 / 1,1$ mm) werden von Patienten weiter nach hinten geführt. Die Wirbelkörper C7

(CURS/KG: 15,5 / 1,3 mm, Std. 5,1 / 2,8 mm) und L4 (CURS/KG: 6,5 / 2,6 mm, Std. 2,8 / 0,8 mm) werden von Patienten weiter nach vorn bewegt, als von gesunden Probanden (Vgl. Tabelle 94, Tabelle 95).

Die Bewegung des Wirbelkörpers C7 ($p = 0,02$) und der kontralateralen Hand ($p = 0,04$) unterscheiden sich in transversaler Bewegungsrichtung zwischen gesunder Kontrollgruppe und Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen. Patienten führen zum einen den Wirbelkörper C7 (CURS/KG: -61,4 / -25,6 mm, Std. 8,4 / 7,1 mm), stärker zur ipsilateralen Seite und zum anderen die kontralaterale Hand (CURS/KG: 44,8 / 14,5 mm, Std. 6,7 / 11,4 mm), stärker zur kontralateralen Seite als gesunde Probanden (Vgl. Tabelle 94, Tabelle 95).

In longitudinaler Bewegungsrichtung konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen Probanden und Patienten festgestellt werden (Vgl. Tabelle 94).

Bei den untersuchten rotatorischen Bewegungen zeigen der Beckenwinkel um die Körpertiefenachse ($p = 0,04$) und der kontralaterale Kniewinkel ($p = 0,02$) signifikant unterschiedliche Amplituden, wobei die Rotation bei Patienten jeweils stärker ausfällt. Im Becken führen Patienten im Mittel eine Rotationsamplitude von $-3,5^\circ$ (Std. $2,1^\circ$), Probanden hingegen nur eine Amplitude von $-0,9^\circ$ (Std. $0,9^\circ$) aus. Im kontralateralen Knie tritt eine Beugung von $0,8^\circ$ bzw. $0,1^\circ$ (Std. $0,8 / 0,4^\circ$, CURS/KG) auf (Vgl. Tabelle 94, Tabelle 96).

3.6.4 Zusammenfassung der Bewegungsunterschiede zwischen gesunden Kontrollpersonen und Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen

Die Ergebnisse zeigen, dass es nur zu wenigen Unterschieden zwischen Kontrollpersonen und Rückenschmerzen in der Bewegungsreaktion kommt. Die festgestellten Unterschiede variieren zudem zwischen Männern und Frauen und besitzen zudem keine eindeutige Tendenz. Die Hypothese H_4 muss somit abgelehnt werden.

3.7 Diskriminanzanalyse

Die einzelnen untersuchten Variablen der Kinematik konnten nur schwer einen Beitrag zur Unterteilung der Stichprobe in gesunde Probanden und Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen leisten. Mit Hilfe der

Diskriminanzanalyse soll versucht werden, durch die Kombination einer Vielzahl von Variablen eine Unterscheidung der beiden Gruppen herbeizuführen.

Für die Diskriminanzanalyse wurde der Datensatz der Belastungsstörung (Rampe 4) der weiblichen Paare (CURS / KG) genutzt. Dieser enthielt zum Zeitpunkt der Auswertung die Daten von 24 Frauen, was einen Input von maximal 12 Merkmalsvariablen ermöglichte. Der Datensatz der Männer mit 16 Personen hätte nur einen Input von acht Variablen ermöglicht.

Der Input an Variablen in die Diskriminanzfunktion wurde Schritt für Schritt manuell so verändert, dass das Ergebnis der Diskriminanzfunktion (Signifikanz, Wilks-Lambda, Klassifizierungswahrscheinlichkeit) maximal wurde. Dargestellt im folgenden Abschnitt ist jeweils nur der beste Fit.

3.7.1 Variablen der Translation in sagittaler Richtung (x)

Für die Diskriminanzfunktion mit den Variablen der sagittalen Bewegungsrichtung, ergab sich der beste Fit mit den Variablen „Minimum Knie ipsilateral“, „Minimum Trochanter Major ipsilateral“, „Minimum SIPS ipsilateral“ und dem „Minimum Hand kontralateral“.

Keine dieser Variablen konnte alleine zu einer Unterscheidung der beiden Gruppen beitragen (Vgl. Tabelle 97). Die Diskriminanzfunktion zeigte einen Eigenwert von 0,849, ein Wilks-Lambda von 0,541 und ermöglichte eine signifikante Unterscheidung der Gruppen ($p = 0,02$) (Vgl. Tabelle 98, Tabelle 99).

Von 24 Personen wurden 20 richtig und vier falsch klassifiziert, was einer Klassifizierungswahrscheinlichkeit von 83,3 % entspricht (Vgl. Tabelle 103).

3.7.2 Variablen der Translation in transversaler Richtung (y)

In sagittaler Richtung wurden insgesamt sieben Variablen für den besten Fit der Diskriminanzfunktion genutzt („Maximum Knie kontralateral“, „Maximum Trochanter Major ipsilateral“, „Maximum Trochanter Major kontralateral“, „Minima Schulter kontralateral“, „C7“, „Maxima Ellenbogen kontralateral“, „Maximum Hand kontralateral“). Von diesen Variablen konnte lediglich das „Maximum der kontralateralen Hand“ zu einer alleinigen Unterscheidung der Gruppen beitragen ($p = 0,03$, Vgl. Tabelle 104).

Die Diskriminanzfunktion zeigte einen relativ hohen Eigenwert von 1,988 und ein Wilks-Lambda von 0,335, was für eine hohe Trennkraft der Funktion spricht. Mit einer Wahrscheinlichkeit von $p = 0,01$ ermöglicht die Diskriminanzfunktion eine signifikante Unterscheidung der Gruppen (Vgl. Tabelle 105, Tabelle 106).

Insgesamt konnten 95,8 % der untersuchten Fälle richtig klassifiziert werden. Lediglich ein Proband von 24 wurde falsch klassifiziert (Vgl. Tabelle 111).

3.7.3 Variablen der Translation in longitudinaler Richtung (z)

Unter Berücksichtigung der Variablen der longitudinalen Bewegungsrichtung konnte der beste Fit der Diskriminanzfunktion mit den Variablen „Minimum Ellenbogen ipsilateral“ und „Minimum Hand ipsilateral“ erreicht werden. Beide Variablen zeigten alleinstehend keine signifikanten Gruppenunterschiede (Vgl. Tabelle 111).

Selbst bei bestmöglichem Fit konnte die Diskriminanzfunktion keine signifikante Unterscheidung der Gruppen ermöglichen ($p = 0,12$). Dies zeigte sich auch in dem relativ geringen Eigenwert von 0,225 bzw. im relativ hohen Wert des Wilks-Lambda von 0,816 (Vgl. Tabelle 112, Tabelle 113).

Die Klassifizierungswahrscheinlichkeit von 66,7 % war nur geringfügig höher als eine A-priori-Wahrscheinlichkeit von 50 %. Von 24 Personen wurden 16 richtig klassifiziert (Vgl. Tabelle 117).

3.7.4 Variablen der Translation gesamt (XYZ)

Um eine noch bessere Vorhersage der Gruppenzugehörigkeit durch die Variablen der Translation zu erreichen, wurden die Variablen aller drei Bewegungsrichtungen in einer Diskriminanzfunktion verwendet. Hierbei zeigte sich das beste Ergebnis unter Verwendung der Variablen:

- sagittal:
 - Minimum Knie ipsilateral
 - Minimum Trochanter Major ipsilateral
 - Minimum Sips ipsilateral
 - Minimum Hand kontralateral
- transversal:
 - Maximum Knie kontralateral
 - Maximum Trochanter Major ipsilateral

- Maximum Trochanter Major kontralateral
- Minimum Schulter kontralateral
- Minimum C7
- Maximum Ellenbogen kontralateral
- Maximum Hand kontralateral

Eine Gruppenunterscheidung anhand dieser einzelnen Variablen war nur durch die Variable „Maximum Hand kontralateral“ in transversaler Richtung möglich ($p = 0,03$, Vgl. Tabelle 125).

Der Eigenwert von 2,837 war nochmals größer als der Eigenwert der Diskriminanzfunktion für die Variablen in transversaler Richtung (1,988) und ebenso konnte ein kleineres Wilks-Lambda von 0,261 im Vergleich zu dieser Funktion (0,335) erzielt werden. Dies spricht für eine nochmals höhere Trennschärfe der aufgestellten Diskriminanzfunktion, welche eine signifikante Unterscheidung der Gruppen ermöglicht ($p = 0,01$, Vgl. Tabelle 119, Tabelle 120).

Die Klassifizierungswahrscheinlichkeit entspricht mit 95,8 % der Diskriminanzfunktion mit den Variablen der transversalen Richtung. 23 von 24 Probanden wurden richtig klassifiziert (Vgl. Tabelle 124).

3.7.5 Variablen der Rotation

Zur Aufstellung der bestmöglichen Diskriminanzfunktion mit den Variablen der Rotation wurden die Variablen

- Minima Beckenwinkel KTA
- Minima Beckenwinkel KBA
- Maximum Beckenwinkel KLA
- Minimum Schulterwinkel KLA
- Maximum Ellenbogenwinkel ipsilateral
- Minimum Rumpfwinkel KLA
- Minimum Fußgelenkwinkel kontralateral

genutzt. Keine dieser Variablen ermöglichte alleinig eine Unterscheidung zwischen gesunder Kontrollgruppe und Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen (Vgl. Tabelle 125).

Die Diskriminanzfunktion ermöglichte eine signifikante Unterscheidung der beiden Gruppen ($p = 0,03$). Sowohl der geringe Wert von Wilks-Lambda von 0,342, als auch der relativ hohe Eigenwert von 1,923 sprechen für eine gute Trennschärfe der Funktion (Vgl. Tabelle 126, Tabelle 127).

Von 20 Personen, welche in der Analyse berücksichtigt werden konnten, wurden 18 richtig klassifiziert, was einer Wahrscheinlichkeit von 90 % entspricht (Vgl. Tabelle 131).

3.7.6 Zusammenfassender Überblick

Tabelle 5 soll als zusammenfassender Überblick über die einzelnen Diskriminanzfunktionen dienen. Sie enthält übersichtlich die wichtigsten Werte der Funktionen wie Eigenwert, Wilks-Lambda, die Signifikanz und die Klassifizierungswahrscheinlichkeit.

Diskriminanzfunktion	Eigenwert	Wilks-Lambda	Klassifizierungswahrscheinlichkeit	Signifikanz
X	0,849	0,541	83,3 %	0,02
Y	1,988	0,335	95,8 %	0,01
Z	0,225	0,816	66,7 %	0,12
XYZ	2,837	0,261	95,8 %	0,02
Rotation	1,923	0,342	90,0 %	0,03

Tabelle 5 Zusammenfassung der Werte der einzelnen Diskriminanzfunktionen

Die Diskriminanzfunktion „XYZ“, welche die Variablen aller drei translatorischen Bewegungsrichtungen beinhaltet, zeigt die größtmögliche Trennschärfe zwischen den Gruppen. Sie besitzt im Vergleich zu den anderen Funktionen den größten Eigenwert und das kleinste Wilks-Lambda und ermöglicht innerhalb der gepaarten weiblichen Stichprobe eine Trennung der Gruppen.

3.7.7 Prüfung der Diskriminanzfunktionen anhand der Gesamtstichprobe

Die Prüfung der Diskriminanzfunktionen erfolgte durch ihre Anwendung auf den Rest der vorhandenen Probanden der weiblichen Stichprobe. Mit Hilfe der Funktionen wurden die Personen neu klassifiziert und ihre Zuordnung mit der tatsächlichen Gruppenzugehörigkeit überprüft. Die Klassifizierung erfolgte dabei über die Fischer-Klassifizierungsfunktionen, wobei die Klassifizierungskoeffizienten nach Fisher (Tabelle 123, Tabelle 130) genutzt wurden.

Anzumerken sei hier, dass wie oben beschrieben, die Diskriminanzfunktionen auf Grundlage gepaarter Stichproben erhoben wurden. Die Anwendung erfolgte auf unabhängige Stichproben, was zu einer Verschlechterung bzw. einem nicht ganz statistisch korrektem Ergebnis führt.

3.7.7.1 Überprüfung der Diskriminanzfunktion XYZ

Die Anwendung der Diskriminanzfunktion „XYZ“ auf die gesamte restliche Stichprobe der weiblichen Probanden, welche aus 17 gesunden Probandinnen und 18 Schmerzpatientinnen bestand, zeigte eine Zuordnungsgenauigkeit von 63 %. Von den Schmerzpatientinnen konnten 15 richtig klassifiziert werden, bei den Probandinnen hingegen nur sieben. In Summe wurden von 35 Personen nur 22 richtig klassifiziert.

Die Trefferwahrscheinlichkeit liegt damit deutlich unter der Klassifizierungswahrscheinlichkeit von 95,8 % der Diskriminanzfunktion „XYZ“ (Vgl. Tabelle 132).

3.7.7.2 Überprüfung der Diskriminanzfunktion Rotation

Ein ähnliches Ergebnis zeigt sich bei der Überprüfung der Diskriminanzfunktion „Rotation“. Von 35 Personen wurden lediglich 18 richtig klassifiziert, was einer Wahrscheinlichkeit von 51 % entspricht. Bei den Schmerzpatientinnen kann eine recht gute Treffergenauigkeit erzielt werden - von 18 Patientinnen konnten 15 richtig klassifiziert werden. Das genau entgegengesetzte Bild zeigt sich bei den Kontrollpersonen, wo nur drei von 17 Probandinnen richtig klassifiziert wurden.

Die Trefferwahrscheinlichkeit liegt somit nur knapp über der A-priori-Wahrscheinlichkeit von 50 % (Vgl. Tabelle 133).

Beide aufgestellten Diskriminanzfunktionen („XYZ“ und „Rotation“) ermöglichen keine signifikante Trennung der Gesamtstichprobe. Die Hypothese H_5 muss somit abgelehnt werden.

4 Diskussion

4.1 Allgemeine Bewegungsreaktion

Im ersten Teil dieser Studie wurden männliche und weibliche Sportstudenten im Alter zwischen 20 und 30 Jahren untersucht. Alle dieser Probanden konnten als gesund, ohne Funktionseinschränkung und als gut sportlich aktiv eingeschätzt werden. Auch aufgrund des Alters kann diese Stichprobe als Gruppe eingeschätzt werden, welche die applizierten Störungen bestmöglich kompensieren kann.

Die Untersuchungen zeigten, dass Probanden in Reaktion auf ventral am Arm wirkende Zugkräfte nicht nur, wie durch Puta (Putz, 2007) nachgewiesen, durch muskuläre Aktivierung bzw. Reflexe reagieren, sondern auch durch äußerlich messbare Bewegungen. Wie bereits in meiner Diplomarbeit (Koch, 2007) aufgezeigt, kommt es dabei nicht nur zu einer Bewegungsreaktion im Oberkörper, sondern zu einer Belastungskompensation im gesamten Körper. Annahmen aus älteren Studien, welche zu diesem Störversuch durchgeführt wurden, dass es zu keiner Verschiebung des Beckens kommt (Tjuli-Jumbow, 2003), konnten widerlegt werden.

Die Reaktion der Probanden auf eine am Arm applizierte plötzliche Entlastungsstörung gleicht der einer sich plötzlich entspannenden Biegefeder oder eines Biegebalkens, wobei die translatorischen Bewegungsreaktionen hauptsächlich in transversaler und longitudinaler Richtung auftreten. Mit der plötzlichen Entlastung der Hand werden die Hände, das Becken, die Knie und die untere Wirbelsäule (L2 – L4) zur ipsilateralen Seite verschoben. Die obere Wirbelsäule (C5 – B12), die Schulter und der Kopf bewegen sich hingegen zur kontralateralen Seite. Die größten Bewegungen treten dabei in den Schultern (ipsi/kontra: 49,5 / 59,1 mm) und in der oberen Wirbelsäule (C5 – 70,3 mm) auf. Die Verschiebung der Hüfte fällt im Gegensatz dazu etwas geringer aus (SIAS ipsi/kontra: -17,9 / -18,4 mm). Auf der ipsilateralen Seite kommt es zu einer Anhebung der Körperpunkte / Marker, auf der kontralateralen Seite zur Absenkung. Die ipsilaterale Schulter wird z.B. um 52,2 mm angehoben und die kontralaterale Schulter um 33,2 mm abgesenkt. Auch longitudinal werden diese Bewegungsamplituden nach kaudal geringer. Vor der plötzlichen Entlastung muss die Spannung im ipsilateralen Arm durch Muskelkräfte gehalten werden, mit dem plötzlichen Wegfallen der Zugkraft kommt es durch die noch

vorhandene Muskelspannung zu einer plötzlichen Beugung des Armes im Ellenbogengelenk. Die longitudinale Verschiebung von ipsi- und kontralateraler Schulter äußert sich auch in der Rotation der Schulterachse um die Körpertiefenachse. Ebenso kommt es zu einer Rotation des Beckens auf der ipsilateralen Seite nach oben. Währenddessen krümmt sich die Wirbelsäule zur kontralateralen Seite. Durch die Verschiebung des Beckens zur ipsilateralen Seite rotieren auch die Beine um das Sprunggelenk in diese Richtung. In den Bodenreaktionskräften zeigt sich eine Entlastung des ipsilateralen Beins (-386,9 N). Das kontralaterale Bein wird kurzzeitig zwar auch entlastet (-76,7 N, ca. 120ms), allerdings kommt es langfristig zu einer Belastung des Beins (212,9 N). Dies äußert sich auch in den Winkeln der unteren Extremität in Sagittalebene. Auf der ipsilateralen Seite erfolgt eine Streckung im Knie- und oberen Sprunggelenk. Nach ca. einer halben Sekunde kommt es wieder zur vollständigen Rückführung der untersuchten Parameter an den jeweiligen Ausgangswert vor dem Störungsbeginn. Der Körper hat sich wieder stabilisiert. Der menschliche Körper kann, wie bereits oben angedeutet, symbolhaft mit einem aufrechtstehenden, durch eine vertikale Kraft bereits zur kontralateralen Seite gebogenen Biegebalken verglichen werden. Bei plötzlichem Wegfallen der Kraft kommt es zur Streckung des Balkens, die Oberseite richtet sich auf und die Mitte des Balkens bewegt sich in translatorischer Richtung zur ipsilateralen Seite hin. Der Balken wird gestreckt.

Das symbolhafte Bild eines Biegebalkens aus der Mechanik lässt sich auch auf die Reaktion der Probanden in Folge einer plötzlichen Belastungsstörung anwenden. Durch den ruckartigen Aufbau einer Zugkraft am Arm des Probanden wird die Hand, welche den Griff des Störgeräts in der Hand hält, nach unten gezogen. Der Arm wird gestreckt. Dieser Bewegung folgen ebenso die ipsilaterale Schulter und der ipsilaterale Ellenbogen. Auf der kontralateralen Seite kommt es hingegen zu einer Anhebung von Hand, Schulter und Ellenbogen. Im Bereich der Wirbelsäule kommt es auch zu einer Verschiebung der Wirbelsäule nach unten, wobei die Amplituden nach unten hin kleiner werden. In transversaler Bewegungsrichtung werden die Schultern und Wirbelkörper C5 bis B12 zur ipsilateralen Seite und der kontralaterale Ellenbogen, die kontralaterale Hand und die Wirbelkörper L2 – L4 in die entgegengesetzte Richtung bewegt. Auch das Becken wird zur kontralateralen Seite verschoben und zeigt dabei eine Rotation um die Körpertiefenachse auf der

ipsilateralen Seite nach unten. Durch die deutlich größere Rotation der Schulterachse um die Körpertiefenachse im Vergleich zur Beckenrotation ergibt sich eine Biegung des Rumpfes zur ipsilateralen Seite hin. Durch die seitliche Verschiebung des Beckens zeigt sich eine Rotation der Beine in Frontalebene zur kontralateralen Seite. In Folge der plötzlichen Belastung des Armes zeigt sich unter beiden Beinen ein Anstieg der Bodenreaktionskräfte. Während am ipsilateralen Bein die Belastung bis zum Störungsende bestehen bleibt, erfolgt am kontralateralen Bein nach ca. 0,2 s eine Umkehr des Kraftverlaufes. Das kontralaterale Bein wird entlastet. Die Belastung des ipsilateralen Beins zeigt sich auch in einer Beugung des ipsilateralen Knie- und Sprunggelenks. Symbolhaft auf den Biegebalken bezogen, bedeutet dies, dass durch den Zug nach unten eine Biegung des Balkens zur störungsnahen Seite erfolgt. Die Balkenoberseite wird auf der ipsilateralen Seite nach unten und auf der kontralateralen Seite zunächst nach oben geführt, betrachtet man dies zumindest für einen kleinen Auslenkungswinkel. Die Balkenmitte verschiebt sich zur störungsfernen Seite.

Bei stoßartigen Störungen kommt es innerhalb kürzester Zeit zu einer plötzlichen Belastung, gefolgt von einer plötzlichen Entlastung. Die beobachtete Reaktion der Probanden gleicht der Kombination der Reaktion auf eine Belastungsstörung und eine Entlastungsstörung. Der Körper krümmt sich zunächst zur ipsilateralen Seite hin, um anschließend teilweise über seine Ausgangsposition zurück zu pendeln. Die Schultern und Wirbelkörper C5 bis B10 werden in translatorischer Richtung zur ipsilateralen Seite bewegt und nähern sich bereits nach ca. 0,2 s wieder ihrer Ausgangslage an. Die Hände, Ellenbogen, Wirbelkörper B12 bis L4 sowie das Becken bewegen sich hingegen zur kontralateralen Seite. Nach unten hin werden die Umkehrpunkte der Bewegung etwas später erreicht. Im Becken erfolgt die Rückführung beispielsweise erst nach 0,28 s. Wie auch bei den Belastungsstörungen kommt es zu einer nach unten gerichteten Translation der Marker am ipsilateralen Arm und zu einer nach oben gerichteten Translation am kontralateralen Arm. Auf der ipsilateralen Seite erfolgt dabei die Rückführung deutlich über den jeweiligen Ausgangswert. Auch in der Wirbelsäule kommt es zu einer deutlichen Anhebung der zunächst nach unten geführten Wirbelkörper über den Ausgangswert nach Störungsende. Die Rotation von Schulter-, Becken- und Rumpfachse um die Körpertiefenachse erfolgt wie bei Belastungsstörungen auf der ipsilateralen Seite

nach unten. Die Rotationsamplituden sind dabei geringer als bei Belastungsstörungen, allerdings erfolgt die Rückführung wiederum über den Ausgangswert hinaus. Bei den Bodenreaktionskräften zeigt sich ein den Belastungsstörungen entsprechendes Bild, wobei der Rückgang von Be- und Entlastung dem raschen Störungsende entspricht. Die Reaktion auf eine stoßartige Störung entspricht somit einer Kombination der Bewegungsreaktion auf Be- und Entlastungsstörungen.

Ähnlich wie bei Versuchen mit fixierter Hüfte und Oberkörper applizierten Störungen kommt es zur Beugung des Rumpfes zur ipsilateralen Seite hin (Marras and Granata, 1997, Cholewicki et al., 2000b, Radebold et al., 2000a). Mit zunehmender lateraler Beugung bzw. einer zunehmenden Geschwindigkeit der lateralen Beugung kommt es dabei zu einem Anstieg der Kompression der Wirbelsäule sowie zu steigenden anterior-posterior und medio-lateralen Scherkräften (Marras and Granata, 1997). Die laterale Beugungsgeschwindigkeit stellt dabei unter anderem einen Risikofaktor für das Auftreten von Rückenschmerzleiden am Arbeitsplatz dar (Marras et al., 1995). Durch die Verschiebung des Beckens zur kontralateralen Seite bzw. durch die Rotation des Beckens in Frontalebene auf der ipsilateralen Seite nach unten wird die relative Rotationsgeschwindigkeit zwischen Rumpf und Becken in Folge der Belastung reduziert. Dies kann somit als Schutzmechanismus gegen eine Überbeanspruchung verstanden werden. Der deutliche Anstieg der Wirbelsäulenkompression durch eine Beugung des Oberkörpers zu kontralateralen Seite (Marras and Granata, 1997) wird ebenso vermieden. Es kann deshalb erwartet werden, dass durch die geringere Krümmung der Wirbelsäule das lokale System der paraspinalen Muskulatur (Bergmark, 1989) entlastet wird und die Übertragung der äußeren Kräfte über das globale System bewältigt wird. Dies scheint aufgrund der Anordnung der in Frontalebene stabilisierenden Wirbelsäulenmuskulatur eine konträre Bewegungsstrategie zu sagittalen Störungen zu sein. Bei z.B. einer ventralen Belastung durch das heranwachsende Kind im Mutterleib bei schwangeren Frauen, reagieren diese auf die ansteigenden sagittalen Drehmomente im Bereich der Lendenwirbelsäule mit einer vergrößerten Lordose (Borg-Stein et al., 2005, Sipko et al., 2010). Modellrechnungen konnten zeigen, dass es bei unveränderter Lordose zu deutlich über den tolerierbaren Normen liegenden Gegendrehmomenten in der unteren Wirbelsäule kommen würde. Eine Vergrößerung der Lordose verringert zum

einen die von der Muskulatur aufzubringenden Gegendrehmomente und erhöht die Stabilität der lumbalen Wirbelsäule zum anderen (Liebetrau et al., 2012). Diese Strategie scheint deshalb sinnvoll, da im Vergleich zur globalen seitlichen Rumpfmuskulatur die dorsale Rückenmuskulatur näher an der Wirbelsäule sitzt und durch die geringeren Hebel entsprechend weniger Drehmomente erzeugen kann. Eine Verschiebung des Beckens zur kontralateralen Seite, bzw. eine Rotation des Beckens auf der ipsilateralen Seite in Folge am Arm applizierter Störungen scheint im Weiteren auch sinnvoll, da dadurch das Drehzentrum im Bereich der Wirbelsäule vermutlich weiter nach oben verlagert wird. Die Stabilität der Wirbelsäule kann somit durch globale Muskeln mit positivem Angriffswinkel erzeugt werden (Wagner et al., 2005).

4.2 Abhängigkeit der Bewegungsreaktion von der Standbreite

Um mögliche Einflüsse der Standbreite auf die verschiedenen Bewegungsparameter abschätzen zu können, wurden mit der gesunden Kontrollgruppe zusätzlich die Störversuche im breiten und schmalen Stand durchgeführt. Der Vergleich der gewonnenen Daten erfolgte paarweise. Wie bereits einige Studien zeigen konnten, hat die Standbreite von Personen einen Einfluss auf deren Körperschwankungen im einfachen Stehen (Kirby et al., 1987, Pan et al., 2009, Tarantola et al., 1997). Die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigen, dass dies ebenso in Reaktion auf ventrale Störungen am Arm der Probanden der Fall ist.

Die Bewegungen sagittaler Richtung im kontralateralen Knie, im Wirbelkörper C5 (Rampe 2), im kontralateralen Ellenbogen (Rampe 4 + 6) und der Hand (Rampe 4), sowie des Kopfes ventral (Rampe 2 + 4) zeigten alle signifikant größere Amplituden bei schmaler Standbreite. Lediglich der Kopf dorsal (Rampe 6) wurde im breiten Stand stärker bewegt.

In transversaler Richtung konnten in Reaktion auf Entlastungsstörungen bei den sich signifikant zwischen den Standbreiten unterscheidenden Variablen größere Amplituden im schmalen Stand, mit Ausnahme des kontralateralen Knies, beobachtet werden. Ein ähnliches Bild zeigte sich bei der Reaktion auf Belastungsstörungen. Mit Ausnahme des ipsilateralen Knies waren bei den signifikant unterschiedlichen Variablen die Bewegungen bei schmaler Fußposition größer. Das Gleiche gilt für die

stoßartigen Störungen, nur dass hier die Schulter sowohl ipsi- als auch kontralateral sowie die Wirbelkörper C5 bis B8 größere Bewegungen im breiten Stand aufwiesen.

In longitudinaler Richtung zeigten die sich zwischen den Standarten signifikant unterscheidenden Variablen zum Großteil größere Amplituden im schmalen Stand. Die Ausnahme bildeten die vorderen Beckenmarker (SIAS), die kontralaterale Schulter sowie der ipsi- und kontralaterale Ellenbogen und die ipsilaterale Hand bei stoßartigen Störungen.

Die untersuchten rotatorischen Variablen zeigten ebenso größere Amplituden im schmalen Stand. Die Ausnahme jedoch bildet der Beckenwinkel um die Körpertiefenachse bei allen untersuchten Störungsarten.

Bei Belastungs- und stoßartigen Störungen konnte über die Analyse der Bodenreaktionskräfte im breiten Stand eine anfängliche größere Belastung des kontralateralen Beins und eine geringere Entlastung des kontralateralen Beins festgestellt werden. Bei Entlastungsstörungen kommt es im breiten Stand zu einer geringeren Entlastung des ipsilateralen und zu einer stärkeren Belastung des kontralateralen Beins.

Im schmalen Stand muss somit der Körperschwerpunkt zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichts stärker zur Seite verschoben werden. Dies äußert sich durch die im breiten Stand gemessenen größeren Amplituden in fast allen untersuchten Variablen. Die Verschiebung des Körperschwerpunktes kann dabei zum einen über die seitliche Verschiebung der Extremitäten oder über den Rumpf erfolgen. Die Verschiebung des Rumpfes ist durch die Fixation des Armes am Seil und die Position der Füße eingeschränkt. Der kontralaterale Arm hingegen hat einen großen Freiraum für seine Bewegung. Durch die scheinbar im schmalen Stand eingeschränkte Rotation des Beckens müssen in der Wirbelsäule die Belastungen anders als im breiten Stand kompensiert werden. Es wird erwartet, dass durch die stärkere Beckenverschiebung, aber geringere Beckenrotation in Frontalebene, eine stärkere Biegung in der Wirbelsäule generiert werden muss. Diese bedingt eine höhere Biegespannung und somit höhere Muskelkräfte zur Kompensation. Eine zu enge Fußpositionierung kann somit innere Belastungen erzeugen, welche Muskeln, Sehnen und Bänder an ihre Leistungsgrenze bringen.

Der individuelle Stand von Personen im Alltag variiert jedoch sehr stark im Abstand als auch im Winkel der Füße zueinander (McIlroy and Maki, 1997). Er ist somit als mögliches Bewegungsmuster mit abgespeichert. Durch den Einfluss des Standes auf Parameter des Gleichgewichts bzw. der Stabilität (Chiari et al., 2002) wird seine Wichtigkeit bei der Belastungsverarbeitung deutlich. Ein breiter Stand verringert die Varianz in den Bewegungsmustern, fördert eine höhere Becken-Bein-Stabilität und verringert die Rumpfneigung in Frontalebene (Fujiwara et al., 2009). Die Angriffshebel bzw. die Richtung der Kraftvektoren der Muskulatur der Adduktoren verändern sich möglicherweise positiv und diese Muskulatur kann zusätzlich zur Stabilisierung genutzt werden. Ein breiter Stand erfordert weniger antizipatorische Anpassungen der lateralen Rumpfmuskulatur und dorsalen Rückenmuskulatur (Santos and Aruin, 2009).

Es kann somit erwartet werden, dass ein breiter Stand die Stabilität innerhalb der Wirbelsäule erhöht. Der Muskulatur wird ermöglicht in ihrer natürlichen Funktionsweise zu arbeiten. Durch die verminderten Schwankungen des Körperschwerpunktes bzw. des Rumpfes werden unnatürliche Haltungen vermieden und Belastungsspitzen abgewendet. Da im Alltag die Standbreite der Personen stark variiert (McIlroy and Maki, 1997), ist es evtl. in der Therapie nötig, an der Fußpositionierung zu arbeiten, um mögliche Belastungen für den Rücken zu minimieren.

4.3 Einfluss konstitutioneller Parameter auf die Belastungsreaktion

Im Versuchsssetup waren die vom Motor erzeugten Drehmomente für die jeweiligen Störungen immer gleich hoch. D.h. Probanden unterschiedlicher Konstitution und unterschiedlichen Geschlechts mussten auf Störungen gleicher Stärke reagieren. Es ist zu erwarten, dass eine große, kräftige Person anders auf diese Störung reagiert als eine kleine schwache Person. Auch die Körpermasse der Probanden kann einen Einfluss auf die Bewegungsreaktion haben. Sie verändert letztendlich entscheidend das Massenträgheitsmoment eines Körpers, welches durch eine Kraft, in unserem speziellen Fall die Zugkraft am Arm der Probanden, beschleunigt wird. Kräfte wirken zudem auf Körper über Hebel und erzeugen so Drehmomente. Die Hand des Probanden ist über den Arm mit der Schulter, über die Wirbelsäule mit dem Becken und über die Beine wiederum mit dem Boden verbunden. Im ganzen Körper

existieren somit Hebel, an denen Muskeln und Kräfte ansetzen. Der Einfluss eines Großteils dieser Parameter auf die Reaktion der Probanden auf ventral am Arm wirkende Zugkräfte, im speziellen bei der Belastungsstörung „Rampe 4“, wurde mittels linearer Regression überprüft.

Die Abhängigkeit der Bewegungsreaktion von der Standbreite wurde zwar wie oben dargestellt extra untersucht, da die Versuche im KIP jedoch mit individueller Standbreite durchgeführt wurden, erfolgte auch eine Überprüfung des bilateralen Abstands des Malleolus lateralis, bezüglich des Einflusses auf die Bewegungsreaktionen. Bei individuellem Stand zeigte die Standbreite bei den untersuchten ausgewählten Variablen signifikante Zusammenhänge mit dem Rumpf- und ipsilateralen Beinwinkel, der Beckenverschiebung sowie der Schulterverschiebung. Die Standbreite erklärte dabei zwischen 12 und 18 Prozent der Gesamtvarianz dieser Parameter. Bei schmalerer Standbreite sind bis auf die Beckenverschiebung die Amplituden dieser Variablen geringer.

Der bilaterale Abstand des Trochanter Majors konnte elf Prozent der Gesamtvarianz des Beckenwinkels um die Körpertiefenachse erklären. Mit größer werdendem Abstand des Trochanter Majors, vergrößert sich auch der Abstand der Femur-Köpfe beider Beine und somit wiederum der Abstand der Drehzentren der Oberschenkelknochen im Becken. Bei einer großen Hüftbreite kommt es zu einer kleineren Beckenrotation um die KTA.

Auch das Verhältnis der bilateralen Abstände von Malleolus lateralis und Trochanter Major zeigte bei kleinerem Quotienten eine Abnahme des Schulter- und Rumpfwinkels, des ipsilateralen Beinwinkels, eine geringere Translation der ipsilateralen Schulter in longitudinaler Richtung und beider Schultern in transversaler Richtung. Die Verschiebung des Beckens wiederum wird größer. Ein kleinerer Quotient bedeutet, dass die Füße im Verhältnis zur Hüftbreite weiter zusammen rücken und sich somit die zwischen den Füßen aufgespannte Unterstützungsfläche verringert. Zudem wird der Winkel, welchen beide Beine zueinander aufschlagen, spitzer.

Eine größere Beinlänge, welche auch mit der Körpergröße korreliert, bedingt in den Variablen Becken-, Schulter- und Rumpfwinkel um die Körpertiefenachse, dem ipsilateralen Beinwinkel und in der transversalen Verschiebung der Schultern größere

Amplituden. Die Aufklärungsvarianz der Beinlänge für diese Variablen liegt dabei zwischen 15 und 27%.

Die Rumpflänge hat im Vergleich zur Beinlänge nur einen Einfluss auf die longitudinale Verschiebung der kontralateralen Schulter, welche mit größer werdender Rumpflänge geringer wird.

Mit zunehmendem Verhältnis von Rumpf zu Beinen kommt es zu einem tendenziellen Absinken der Amplitude in der Rotation des Beckens um die Körpertiefenachse, des ipsilateralen Beines in Frontalachse sowie der Verschiebung der Schultern in transversaler Richtung. Die Erklärung der Gesamtvarianz beträgt dabei zwischen zehn und 19 Prozent.

Ein wichtiges Maß für die Länge des Hebels, mit dem die am Arm applizierte Kraft auf die Wirbelsäule wirkt, stellt die Schulterbreite dar. Ein größerer Abstand der Schulter zur Wirbelsäule erzeugt ein höheres Drehmoment. Dies wird auch in den Ergebnissen der Regressionsrechnung deutlich. So konnten über den konstitutionellen Faktor der Schulterbreite zu 21 Prozent die Beckenrotation um die Körpertiefenachse oder aber zu 29 Prozent die Rotation des ipsilateralen Beins erklärt werden. Im Weiteren konnten nicht weniger geringere Einflüsse auf die Rotation der Schulter um die Körpertiefenachse sowie die transversale und longitudinale Verschiebung der Schultern beobachtet werden. Alle diese Variablen zeigen größere Amplituden bei zunehmender Schulterbreite.

Hingegen zeigte der Abstand der Hand zum Malleolus Lateralis auf der ipsilateralen Seite, welcher auch als Hebelarm verstanden werden könnte, keine signifikanten Einflüsse auf die untersuchten Parameter.

Die Körpergröße eines Probanden ist sicherlich ein zentrales Maß, wenn es um den Vergleich von Bewegungen zwischen unterschiedlich großen Personen geht. Da die Kraft in unserem Experiment über die Hand und im weiteren Verlauf über die Schulter auf den Körper wirkt und die Schulterhöhe mit der Körpergröße korreliert, wurde die Schulterhöhe als zu überprüfende Variable genutzt. Die Schulterhöhe zeigte dabei eine hohe Erklärung der Gesamtvarianz des Beckenwinkels (27%), sowie des Schulter- (14%) und Rumpfwinkels (13%) um die Körpertiefenachse sowie der transversalen Translation der Schultern. Die Amplituden dieser Variablen waren bei größeren Personen kleiner.

Entscheidend für die Wirkung von Kräften ist die Masse des Körpers, auf den sie treffen. Ein schwerer Körper wird bei gleicher Kraft weniger beschleunigt. Dies zeigt sich in den Ergebnissen durch den Einfluss der Körpermasse auf den Becken-Schulter und Rumpfwinkel um die Körpertiefenachse, den kontralateralen Beinwinkel, die transversale und longitudinale Verschiebung der Schultern. Den größten Einfluss hat die Körpermasse dabei auf die Rotation des ipsilateralen Beins, deren Gesamtvarianz der Amplitude zu 30 Prozent erklärt wird. Mit zunehmender Körpermasse wurden die Bewegungsamplituden geringer.

Es zeigte sich somit, dass die einzelnen Körperproportionen an sich bereits einen Teil der Gesamtvarianz der untersuchten Variablen der Bewegungsreaktion auf eine Belastungsstörung des Typs 4 erklären konnten. Um entsprechend die einzelnen Einflüsse zusammenzuführen und somit die Erklärung der Gesamtvarianz zu erhöhen, wurden die signifikanten Einflüsse in ein multiples lineares Regressionsmodell überführt.

Wie erwartet, stieg die Erklärung der Gesamtvarianz der einzelnen Variablen deutlich an. So konnte die Varianz der Rotation des Beckens um die Körpertiefenachse zu 49 Prozent oder die Verschiebung der ipsilateralen Schulter zu 58 Prozent erklärt werden.

Der Einfluss konstitutioneller Parameter auf die Bewegungsreaktion fügt sich damit gut in die bisherigen Erkenntnisse der Literatur über den Einfluss von Körperproportionen auf die Stabilität bzw. die Gleichgewichtsfähigkeit ein. Vor allem die Körpergröße und die Körpermasse bedingen dabei die Höhe der Körperschwankungen im einfachen Stehen (Chiari et al., 2002). Es zeigte sich, dass kleine Personen größere Schwankungsamplituden einhergehend mit einer stärkeren Aktivierung der Waden- und Schienbeinmuskulatur aufweisen (Berger et al., 1992). Jugendliche mit einem erhöhten BMI zeigten in verschiedenen statischen und dynamischen Versuchen schlechtere Ergebnisse als normalgewichtige Kontrollpersonen. Ihre Amplituden und Geschwindigkeiten der Schwankung des Körperschwerpunktes waren deutlich erhöht. Aber nicht nur die Größe und das Gewicht haben dabei einen Einfluss auf die Stabilität, sondern auch das Alter (Lebiedowska and Syczewska, 2000). Hegemann (2007) empfiehlt aufgrund der festgestellten höheren Varianz der Haltungsänderung im Stehen bei älteren Personen eine Paarung der Stichproben anhand des Alters.

Der Einfluss der konstitutionellen Parameter auf die Bewegungsreaktion kann somit als beträchtlich bezeichnet werden. Insbesondere die Kombination all dieser Parameter trägt dabei in unserem Versuch zu unterschiedlichen Reaktionen auf gleichbleibende äußere Störungen bei und musste in der Auswertung der Gruppenvergleiche Beachtung finden. Die Bewegungsvariablen wurden aus diesem Grund anhand der aufgestellten Regressionsgleichungen und der darin enthaltenen Regressionskoeffizienten normiert. Im Vergleich der Gruppen wurde auf eine entsprechende Paarung der Stichproben anhand des Alters geachtet.

4.4 Geschlechtsspezifische Unterschiede der Belastungsreaktion

Der erste Gruppenvergleich bezüglich der Bewegungsreaktion auf die vertikal am Arm applizierten Störungen wurde zwischen Männern und Frauen durchgeführt.

Bei Entlastungsstörungen fallen insbesondere die signifikant größeren Bewegungsamplituden der Schultern und Wirbelkörper C5 bis B10 in transversaler Richtung und der Wirbelkörper C5 bis B10 (Ausnahme B6) in longitudinaler Richtung und der Becken-, Schulter- und Rumpfwinkel um die Körpertiefenachse auf. Frauen zeigten in diesen Parametern signifikant größere Amplituden als Männer. Dies lässt zunächst auf zwei Erklärungen schließen. Durch die vor der Entlastung aufgebaute Kraft kommt es bei Frauen zu einer stärkeren Krümmung des Körpers zur ipsilateralen Seite, da den aufgebauten Kräften mit weniger Kraft entgegengewirkt wird. Somit ist der zurückzulegende Weg zur Ausgangsposition größer. Zum anderen könnte es in Folge der plötzlichen Entlastung durch das im Vergleich zu Männern geringere Kraftniveau zu einem späteren Abbremsen des durch die plötzliche Entlastung beschleunigten Körpers zu größeren Bewegungen kommen. Die zweite Variante kann nach Sichtung der Messdaten jedoch als nicht zu beachtend gewertet werden.

In Folge von plötzlichen Belastungsstörungen zeigen sich vor allem in transversaler Bewegungsrichtung in fast allen Parametern signifikante Unterschiede zwischen Männern und Frauen. Wie auch bei Entlastungsstörungen kommt es zu einer stärkeren Krümmung des Körpers, was sich auch in den Winkeln von Schultern, Becken und Rumpf um die Körpertiefenachse zeigt. In longitudinaler Richtung äußert sich dies nur durch das stärkere Absinken der ipsilateralen Hand und Schulter, des ipsilateralen Ellenbogens und der Wirbelkörper C5 bis B2. Wie bereits oben

angedeutet, können die größeren Bewegungsamplituden bei Frauen einem geringeren Kraftniveau geschuldet sein.

Bei stoßartigen Störungen ist die Zahl der sich signifikant zwischen Männern und Frauen unterscheidenden Parameter nochmals höher. Neben den bei Be- und Entlastungsstörung auftretenden Unterschieden in transversaler und longitudinaler Richtung zeigen vor allem die Wirbelkörper in sagittaler Bewegungsrichtung signifikant größere Bewegungsamplituden. Die Wirbelkörper werden weiter nach vorn geschoben. Ebenso zeigen sich größere Rotationen im Becken-, Schulter- und Rumpfwinkel sowie größere Amplituden in den Winkeln der oberen und unteren Extremität. Besonders bei diesen schnellen stoßartigen Störungen werden die Unterschiede vermutlich in der Schnellkraft zwischen Männern und Frauen deutlich.

Zwischen Männern und Frauen können bei störungsfreier, lateraler Flexion des Oberkörpers keine funktionellen Unterschiede festgestellt werden (Netzer and Payne, 1993). Die dennoch größer ausfallenden Bewegungs- und Bodenreaktionskraftamplituden, auf vertikal am Arm applizierten Störungen, sind vermutlich auf Unterschiede der Kraftfähigkeiten zwischen Männern und Frauen zurückzuführen. Aufgrund der geringeren Muskelmasse, insbesondere im Oberkörper (Janssen et al., 2000), aber auch des geringeren Anteils an Typ 1 – Fasern (Miller et al., 1993) bei Frauen, besitzen diese eine geringere Maximalkraft in den oberen, als auch unteren Extremitäten (Miller et al., 1993, Kanehisa et al., 1996). Durch die höhere Funktionskapazität sind Männer (Davis and Marras, 2000, Hurd et al., 2004) besser in der Lage, auf äußere Störungen zu reagieren und sich schneller zu stabilisieren (Sung and Park, 2009). Damit Frauen die relativ zu den Kraftwerten größeren Belastungen ausreichend kompensieren können, kann in bestimmten Bereichen des Körpers zum Schutz der funktionellen Strukturen, eine höhere Steifigkeit (z.B. in der Wirbelsäule) erforderlich sein. Diese kann bei weiblichen Personen durch eine höhere Co-Aktivierung von agonistischer und antagonistischer Muskulatur erzeugt werden (Anders et al., 2007, Granata and Orishimo, 2001). Um durch die Versteifung Belastungsspitzen zu vermeiden, können in anderen Körpersegmenten, wie z.B. der Hüfte weichere Bewegungen genutzt werden (LePhart et al., 2002). Sowohl die geringeren Kraftfähigkeiten, als auch die Belastungskompensation über stärker gedämpfte Bewegungen würden für die

größeren Bewegungen von Frauen in Reaktion auf die am Arm applizierten Störungen sprechen.

Der spätere Gruppenvergleich zwischen gesunden Kontrollpersonen und Patienten mit chronischen unspezifischen Rückenschmerzen erfolgte aufgrund der gefundenen Ergebnisse zwischen Männern und Frauen geschlechtergetrennt. Zu gleicher Schlussfolgerung kommen auch Lindbeck et. al. (2001).

4.5 Unterschiede zwischen Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen und Kontrollgruppe

Entgegen der Erwartung bzw. der Hypothese, dass es aufgrund der von Puta (Puta, 2007) nachgewiesenen verlängerten Reflexzeiten in der kontralateralen Rumpf- und ipsilateralen Beinmuskulatur in Reaktion auf vertikal am Arm applizierte Störungen zu größeren Bewegungsamplituden bei Rückenschmerzpatienten kommt, zeigten sich weniger Unterschiede als erhofft.

Bei Entlastungsstörungen konnten bei männlichen Probanden Unterschiede in der transversalen Verschiebung des ipsilateralen SIAS und der Wirbelkörper C7 und L2, der longitudinalen Verschiebung des ventralen Kopfes und der Rotation im kontralateralen Knie und Ellenbogen festgestellt werden. Bei Frauen zeigten sich Unterschiede in der sagittalen Verschiebung des kontralateralen Ellenbogens und Kopfes, der kontralateralen Hand, in der transversalen Bewegung des kontralateralen Ellenbogens, der longitudinalen Verschiebung des Wirbelkörpers C7, der kontralateralen Hand und des ipsilateralen Kopfes und der Rotation in beiden Fußgelenken.

Bei Belastungsstörungen zeigten Frauen signifikant kleinere Amplituden in der sagittalen Bewegung des Wirbelkörpers C7, der transversalen Bewegung des kontralateralen Kopfes und der kontralateralen Hand und der longitudinalen Verschiebung des kontralateralen SIAS bei Rückenschmerzpatienten. Männliche Rückenschmerzpatienten zeigten hingegen signifikant größere Amplituden in der sagittalen Bewegung des dorsalen Kopfes, der transversalen Bewegung des Wirbelkörpers C7 und beider Hände, in der longitudinalen Verschiebung des ipsilateralen Knies und SIAS und der Rotation des ipsilateralen Beins in Frontalebene als ihre gesunden Paare. Lediglich die Rotation im ipsilateralen

Ellenbogen und die Verschiebung des ipsilateralen Sips waren bei der männlichen Kontrollgruppe größer.

In Folge von stoßartigen Störungen zeigten bei den Frauen die Patientinnen in transversaler Richtung kleinere Bewegungen der kontralateralen Hand und des kontralateralen Ellenbogens und größere Bewegungen in der longitudinalen Verschiebung der ipsilateralen Schulter. Bei den Männern hingegen waren die Amplituden der sagittalen Bewegung des kontralateralen Trochanter Majors und des SIPS, der Wirbelkörper C7 und L4, der transversalen Bewegung des Wirbelkörpers C7 und der kontralateralen Hand sowie der Rotation des Beckens um die Körpertiefenachse und kontralateralen Knies in der Gruppe der Rückenschmerzpatienten größer.

Die Ergebnisse des Vergleichs der einzelnen Variablen zwischen Kontrollgruppe und Patienten zusammengefasst, lässt sich nur schwer eine Tendenz bezüglich der Unterschiede erkennen. Insbesondere bei den Frauen zeigen sich in bestimmten Variablen größere, in anderen kleinere Amplituden in den Bewegungsreaktionen. Auch sind die signifikanten Unterschiede bei den verschiedenen Störungsarten nicht immer denselben Variablen zuzuordnen. Bei den Männern zeigen sich zumindest bei Belastungsstörungen und stoßartigen Störungen in den auffälligen Variablen zum Großteil größere Amplituden bei Rückenschmerzpatienten. Die Anzahl der signifikant sich zwischen den Gruppen unterscheidenden Variablen ist dennoch sehr gering. Im Vergleich zu den bei der Kontrollgruppe gefundenen Unterschieden zwischen Männern und Frauen werden sie als weniger bedeutsam eingeschätzt. Die von Puta (Putz, 2007) im Störversuch festgestellten verlängerten Reflexzeiten in der ipsilateralen Bein- und kontralateralen Rumpfmuskulatur hätten eine größere Verschiebung des Beckens bei Belastungsstörungen erwarten lassen. Die Ergebnisse stehen dabei ebenso im Kontrast zu bisherigen Studien. Es konnte nachgewiesen werden, dass Patienten mit chronischen Rückenschmerzen eine verschlechterte Propriozeption bzw. Gleichgewichtsfähigkeit bereits im einfachen Stehen besitzen (Dvir et al., 1997, Alexander and LaPier, 1998, Radebold et al., 2001, Cholewicki et al., 2000a). Ebenso zeigten sich Veränderungen der Muskelaktivität der Rumpfmuskulatur. Die Aktivierung der abdominalen Muskulatur erfolgt bei Patienten im Gegensatz zu gesunden Personen verzögert (Hodges and Richardson, 1996, Hodges and Richardson, 1999), bzw. zeigen Patienten ein

weniger isoliertes Aktivierungsmuster der tiefen abdominalen Muskulatur (O'Sullivan et al., 1997). Ebenso konnten Defizite in der Erholungsfähigkeit der Rückenmuskulatur (Hides et al., 1996) bzw. die Abstinenz des sogenannten „Beugungs-Entspannungs-Phänomens“ im M. erector spinae (Ahern et al., 1988, Shirado et al., 1995, Kaigle et al., 1998, Watson et al., 1997) bei Patienten nachgewiesen werden. Beides, die schlechtere Propriozeption als auch die Defizite in der Rumpfmuskulatur, führen unter anderem zu größeren Haltungsschwankungen und Schwankungsgeschwindigkeiten im aufrechten Stand (Takala et al., 1997, Mok et al., 2004) oder im Sitzen (Cholewicki et al., 2000a). Die größeren und schnelleren Bewegungsamplituden hätten erwartungsgemäß bei zusätzlichen Störungen oder Einflüssen noch verstärkt werden müssen. Eine relativ einfache Erklärungsmöglichkeit wäre, dass durch den Motor über das Seil am Arm des Probanden zwar eine Störung appliziert wird, dieses Seil aber darüber hinaus auch eine gewisse Stabilisationsmöglichkeit bietet. Das am Motor fixierte Seil beschränkt in einem bestimmten Maß die Freiheitsgrade der ipsilateralen Hand und somit des restlichen Körpers. Mögliche Unterschiede zwischen den Gruppen könnten somit verringert sein. Eine durchaus komplexere Erklärung ergibt sich aus einem Modell zur Stabilität der Wirbelsäule (Franklin and Granata, 2007). Dieses zeigt, dass mit steigendem Reflexdelay, d.h. der Zeit von Störungsbeginn bis zum Anschalten des Muskels, das Potential mit dem Reflexgain, d.h. dem Betrag der Änderung der Muskelaktivierung, adäquat auf eine Belastung zu reagieren, abnimmt. Bei optimalem Einsetzen der Reflexe reichen diese aus, um mit einer möglichst geringen Ko-Kontraktion der antagonistischen Muskulatur die Stabilität der Wirbelsäule zu gewährleisten. Der Nutzen der Reflexe für die Stabilisierung ist jedoch durch die Höhe des zur Bewältigung der äußeren Belastungen nötigen Reflexgains eingeschränkt. Überschreitet die äußere Belastung die tolerierbare Grenze, ist zusätzlich die Ko-Kontraktion der antagonistischen Muskulatur notwendig. Patienten mit verzögerten Reflexen müssten somit vermehrt die Ko-Kontraktion zur Aufrechterhaltung der Steifigkeit der Wirbelsäule nutzen. Bezogen auf die Untersuchungen dieser Arbeit, würde dies heißen, dass trotz verlängerter Reflexzeiten wie bei Puta (Puta, 2007) beobachtet, Patienten bei entsprechender Ko-Kontraktion keine größeren Bewegungsamplituden zeigen würden. Eine höhere Ko-Kontraktion der Rumpfmuskulatur (Radebold et al., 2000a), aber auch eine höhere

Voraktivierung der Muskulatur (Stokes et al., 2006, Larivière et al., 2010) konnte in Studien nachgewiesen werden. Auch andere Studien belegen, dass es einhergehend mit einer höheren Aktivierung der Rückenmuskulatur zu einer verringerten Rumpfneigung (Larivière et al., 2000a) bzw. zu keiner Veränderung der Rumpfneigung (Larivière et al., 2000b) bei Schmerzpatienten kommt.

Um dennoch eine mögliche Unterscheidung zwischen den Gruppen anhand der Bewegungsreaktion vornehmen zu können, wurde versucht, mittels Diskriminanzanalyse das Zusammenspiel mehrerer Bewegungsmerkmale zu berücksichtigen. Die vorher aufwendige Paarung der Vergleichspersonen wurde durch das Verfahren der Diskriminanzanalyse (unabhängiger Vergleich) jedoch nicht berücksichtigt. Durch eine gezielte schrittweise Auswahl von verschiedenen Variablen in der Diskriminanzanalyse konnten durchweg hohe Klassifizierungswahrscheinlichkeiten erzielt werden.

Mit den Bewegungen des ipsilateralen Knies, Trochanter Majors, SIPS und der kontralateralen Hand ist in sagittaler Bewegungsrichtung eine Klassifikation der Personen in die Kontroll- oder Rückenschmerzgruppe zu 83,3% möglich.

In transversaler Richtung konnten für die Klassifikation, die Verschiebung des kontralateralen Knies, des ipsi- und kontralateralen Trochanter Majors, der kontralateralen Hand und der Schulter, des Wirbelkörpers C7 sowie die Verschiebung des kontralateralen Ellenbogens genutzt werden. Hierdurch wurden 95,8% der Fälle bzw. 23 von 24 Personen richtig klassifiziert.

In longitudinaler Bewegungsrichtung zeigte sich die größte Klassifizierungswahrscheinlichkeit bei der Einbeziehung der Bewegungen des ipsilateralen Ellenbogens und der ipsilateralen Hand. Sie betrug jedoch nur 66,7 % und die Diskriminanzfunktion konnte nicht signifikant zur Trennung der Gruppen beitragen.

Mit dem Zusammenfassen der sagittalen und transversalen genutzten Variablen in einer Diskriminanzfunktion konnte nochmals das Ergebnis der Funktion verbessert werden. Zwar erhöhte sich nicht die Klassifizierungswahrscheinlichkeit von 95,8 %, jedoch erhöhte sich der Eigenwert bzw. verringerte sich nochmals das Wilks-Lambda, d.h. Größen, welche für die Güte der Diskriminanzfunktion stehen.

Unter Einbeziehung der Variablen der Rotation, d.h. dem Beckenwinkel um alle drei Körperachsen, dem Schulter- und Rumpfwinkel um die Körperlängsachse, dem ipsilateralen Ellenbogenwinkel und dem kontralateralen Fußgelenkwinkel konnte eine Klassifizierungswahrscheinlichkeit von 90 % erreicht werden.

Diese Ergebnisse zeigen, dass die Kombination verschiedener Variablen, welche vorher einzeln keine Gruppenunterscheidung, d.h. zwischen Gesunden und Patienten, ermöglichen, zur Trennung beitragen kann. Die Störung wurde seitlich am Arm des Probanden vertikal nach unten appliziert, von daher wäre zu erwarten gewesen, dass auch die Bewegungsunterschiede hauptsächlich in transversaler oder longitudinaler Richtung erkennbar sein sollten. Die Diskriminanzanalyse zeigte allerdings, dass die Kombination von transversalen und sagittalen Bewegungen die beste Trennschärfe ermöglicht. Auch die Diskriminanzfunktion der Rotation enthält durchaus Variablen, mit denen nicht gerechnet wurde. Besonders die Variablen Becken-, Schulter- und Rumpfwinkel um die Körperlängsachse lassen vermuten, dass die sagittalen Bewegungen in Reaktion auf die Störungen einen Großteil des Unterschieds zwischen den Gruppen ausmachen.

Die Überprüfung der Anwendbarkeit der aufgestellten Diskriminanzfunktionen erfolgte an den restlichen Personen, welche innerhalb des Messzeitraums erfasst wurden. Mit der Diskriminanzfunktion „XYZ“, d.h. der Funktion, welche die Variablen der Translation enthielt, konnte lediglich eine Treffergenauigkeit von 63 % erzielt werden. Das Ergebnis lag somit deutlich unter der Klassifizierungswahrscheinlichkeit von 95,8 %. Ebenso gering war das Ergebnis der Diskriminanzfunktion „Rotation“, die eine Treffergenauigkeit von 51 % lieferte. Bei der Betrachtung der individuellen Klassifikation der Probanden fällt jedoch auf, dass die Einteilung der Rückenschmerzpatienten recht gut erfolgt ist, d.h. mit der Diskriminanzfunktion „XYZ“ als auch mit der Diskriminanzfunktion „Rotation“ konnten jeweils 15 von 18 Patienten auch der Patientengruppe zugeordnet werden. Das schlechte Ergebnis ist den Personen der Kontrollgruppe geschuldet. Von diesen 17 Personen konnten jeweils nur acht bzw. drei richtig zugeordnet werden. Bei den Kontrollpersonen handelte es sich ausschließlich um Sportstudenten und Sportstudentinnen. Die gesunden Kontrollpersonen aus der gepaarten Stichprobe waren jedoch zum Großteil älter und auch weniger sportlich als die Studenten. Dies könnte ein erhebliches Problem dieser Klassifikation sein. Da jedoch keine weiteren Messdaten älterer gesunder Personen

vorliegen, kann dies nicht überprüft werden. Es wird jedoch erwartet, dass sich die Trefferwahrscheinlichkeit in einer solchen Stichprobe erhöhen sollte.

4.6 Fehlerbetrachtung

Bei der Durchführung wissenschaftlicher Experimente kann es immer zu sich einschleichenden Fehlern kommen. Als Wissenschaftler ist man immer bemüht solche Fehler möglichst zu minimieren. Dies erfolgt zunächst beim Messaufbau. Hier wurde versucht möglichst immer die gleichen Bedingungen zu schaffen. Aufgrund der Tatsache, dass die Messungen an zwei Örtlichkeiten stattfanden, dem Labor der Biomechanik in der Sportwissenschaft und dem Motoriklabor im Klinikum der Bachstraße, war dies nicht hundertprozentig möglich. Die Messungen der Kontrollgruppe im Institut der Sportwissenschaft wurden in einem Block von zwei Wochen durchgeführt. Die Kamerapositionen wurden dabei nicht verändert, ebenso die restliche Messtechnik. Somit kann dort von konstant guten Bedingungen ausgegangen werden. Die Messungen im Motoriklabor fanden punktuell verteilt über einen Zeitraum von vier Jahren statt. Die Messtechnik musste dort ständig wieder neu aufgebaut werden. Von daher waren die Bedingungen bei diesen Messungen nicht immer konstant, es wurde jedoch versucht einen möglichst hohen Qualitätsstandard zu erreichen. An beiden Orten wurden die Kameras so kalibriert, dass der Messfehler 0,7 bis 0,9 Millimeter betrug. Dies muss bei den doch teilweise recht kleinen Amplituden der Bewegungsreaktion beachtet werden. Bei der Auswertung der Messdaten wurden nur zeitliche Verläufe der Qualisys-Marker verwendet, welche vollständig über den gesamten Messzeitraum von 35 Sekunden zu sehen waren. Das Kamerasystem misst immer nur die Bewegung der am Körper applizierten Marker. Ein Messfehler kann also auch immer bei der Applikation dieser Marker entstehen. Um die Fehler in diesem Arbeitsschritt zu minimieren, wurden die Marker immer von derselben Person an den entsprechenden Palpationspunkten angeklebt. Die Probanden mussten die Messungen möglichst in Bikini oder Unterwäsche durchführen, damit der Marker nicht auf Kleidungsstücken befestigt werden musste. Generell stellt sich die Frage, wie genau ein Marker den Verlauf von knöchernen Strukturen repräsentiert (Mörl and Blickhan, 2006). Je nach Dicke der darunterliegenden Haut-, Fett- oder Muskelschicht kommt es zu Bewegungen, welche nicht immer dem Knochen zugeordnet sein müssen.

In der Auswertung der Messdaten erfolgte die Normierung anhand bestimmter konstitutioneller Parameter der Probanden. Dennoch wurde versucht, insbesondere im Vergleich zwischen Kontrollpersonen und Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen möglichst anhand von Alter, Größe, Geschlecht, Gewicht und BMI Paare zu bilden und die Tests gepaart durchzuführen. Somit sollte der Einfluss dieser Größen auf die Bewegungsreaktion und den Gruppenvergleich minimiert werden. Neben diesen Parametern existiert jedoch noch eine Vielzahl von Parametern, welche die Bewegungsreaktion beeinflussen können. Einflüsse könnten unter anderem das Kraftniveau in bestimmten Muskelgruppen, die Muskelfasertypenverteilung, die intra- und intermuskuläre Koordination und das damit verbundene Reaktionsvermögen, die sensorische Aufnahmefähigkeit oder auch die Verteilung der Körpermasse sein. Auch könnte die Vorbelastung vor der Messung, die Motivation oder das psychische Wohlbefinden einen gewissen Einfluss haben. Dies wurde jedoch nicht erfasst und hätte sicherlich die Auswertung deutlich erschwert. Bei der Fragestellung nach einer möglichen Kombination verschiedener Bewegungsparameter zur Vorhersage der Gruppenzugehörigkeit wurde das Verfahren der Diskriminanzanalyse verwendet. Dies ist methodisch jedoch nicht ganz korrekt. Die Messdaten der Kontroll- und Patientengruppe wurden gepaart getestet. Die Diskriminanzanalyse jedoch prüft die Messdaten unabhängig. Somit geht die eigentliche Paarung verloren. Die Verteilung der Personen in beiden Gruppen bezüglich Alter, Größe, Gewicht und BMI war durch die Paarung jedoch gleichverteilt.

5 Schlussfolgerungen

Die vorliegende Studie hatte zum Ziel, mögliche Unterschiede in der Bewegungsreaktion auf vertikal am Arm der Probanden applizierte Störungen aufzudecken. Zunächst konnte ein guter Überblick über die allgemeine Bewegungsreaktion gegeben werden. Die Belastungsverarbeitung erfolgt dabei im gesamten Körper und ist nicht nur auf Reaktionen im Rumpf oder der oberen Extremität beschränkt. Die Amplituden der translatorischen, rotatorischen und dynamischen Bewegungsreaktion zeigten dabei eine starke Abhängigkeit von der jeweiligen Standbreite der Probanden. Über Regressionsanalysen konnten Zusammenhänge weiterer konstitutioneller Parameter mit der Bewegungsreaktion festgestellt werden. Zwischen gesunden weiblichen und männlichen Probanden zeigen sich ebenso klare Unterschiede der Bewegungsamplituden. Frauen führen bei gleichen Belastungen größere Bewegungen als Männer aus. Die aufgrund der von Puta (Puta, 2007) festgestellten verzögerten Reflexzeiten bei gleicher Versuchsanordnung erhofften größeren Amplituden in der Bewegungsreaktion bei Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen in der Lendenwirbelsäule konnten nicht nachgewiesen werden. Vereinzelt signifikante Unterschiede in bestimmten Parametern traten zwar auf, jedoch ohne eindeutige Tendenz. Mittels Diskriminanzanalyse konnte jedoch festgestellt werden, dass bei Kombination verschiedener Merkmale eine Gruppenzuordnung vermutlich getroffen werden kann. Dies erfordert jedoch eine weitere Vertiefung. Abgesehen von dieser Tatsache konnte die vorliegende Studie in der genutzten Versuchsanordnung keine klaren kinematischen Unterschiede zwischen Patienten und gesunden Personen aufzeigen.

Sicherlich wäre es für die Therapie von Rückenschmerzpatienten von Vorteil gewesen, wenn ein klarer Parameter zu erkennen gewesen wäre. Eindeutige Therapieziele hätten aufgezeigt werden können. Von daher stellt sich jedoch die Frage, wieso sind die Unterschiede zwischen Patienten und Probanden schwächer als zwischen Männern und Frauen. Gründe hierfür könnten im Gemeinschaftsversuch des Kompetenzzentrums für Interdisziplinäre Prävention liegen. Die untersuchten Patienten klagten zwar alle über chronisch unspezifische Rückenschmerzen in der Lendenwirbelsäule, wurden auch alle medizinisch untersucht und psychologisch befragt. Dennoch können die Ursachen aus dem

biologischen, dem psychologischen oder dem sozialen Bereich stammen. Unterschiede in den Bewegungsreaktionen von Patienten sollten dann auftreten, wenn auch die Gründe im biologischen Bereich liegen. Die Ursachenklärung muss, wie vom KIP auch beabsichtigt, interdisziplinär erfolgen. Im Vorfeld könnte durch die Psychologen eine Aussortierung von Personen mit psycho-sozialen Problemen erfolgen. Die Ursachen wären somit weiter eingegrenzt. Ein weiteres Problem stellt die Versuchsanordnung an sich dar. Sie bietet gerade durch die vielen, in die Bewegungsreaktion eingeschlossenen Gelenke, eine Vielzahl von Freiheitsgraden. Allerdings entspricht dies auch Situationen im Alltag. Zu allerletzt stellt sich die generelle Frage nach dem zeitlichen Zusammenhang von Schmerz, Ursache und Wirkung. D.h. falls größere Bewegungsamplituden bei Rückenschmerzpatienten messbar sein sollten, könnten diese vor den Schmerzen existieren oder aber durch die Schmerzen bedingt sein. Oder anders formuliert, es könnte möglich sein, dass Patienten in dieser Studie untersucht wurden, welche zwar Schmerzen hatten, jedoch noch keine Bewegungsunterschiede ausgeprägt haben. Dies würde mögliche messbare Unterschiede aufheben. Die Antwort auf eine solche Fragestellung könnte nur eine Längsschnittstudie liefern, in der in entsprechend kurzen Abschnitten, wiederholt Messungen und Befragungen der Personen erfolgen. Nur so kann eindeutig geklärt werden, ob zuerst der Schmerz oder ein mögliches Defizit in kinematischen, dynamischen, elektromyographischen, aber auch psychosozialen Bereichen vorliegt. Die Wahrscheinlichkeit, dass ein Proband chronische Rückenschmerzen während der Längsschnittstudie ausbildet, sollte aufgrund der hohen Prävalenzraten durchaus groß sein.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1	Darstellung des Probanden neben dem Störgerät (Tjuljumbow, 2003, modifiziert nach Koch, 2007)	39
Abbildung 2	Darstellung der vom Motor erzeugten Drehmomente	40
Abbildung 3	Darstellung des Probanden mit den applizierten Qualisysmarkern	52
Abbildung 4	Darstellung des Kistler-Messsystems	53
Abbildung 5	Lage der Koordinatensysteme der einzelnen Messsysteme	54
Abbildung 6	Darstellung der am Seil gemessenen Zugkräfte	60
Abbildung 7	Translation der oberen Extremität in sagittaler Bewegungsrichtung	63
Abbildung 8	Translationsbewegung des Kopfes – Sagittale Bewegungsrichtung	64
Abbildung 9	Translation der oberen Wirbelsäule – Sagittale Bewegungsrichtung	66
Abbildung 10	Translation der unteren Wirbelsäule – sagittale Bewegungsrichtung	67
Abbildung 11	Translation des Beckens – Sagittale Bewegungsrichtung	68
Abbildung 12	Translation der unteren Extremität – Sagittale Bewegungsrichtung	69
Abbildung 13	Translation der oberen Extremität – Transversale Bewegungsrichtung	71
Abbildung 14	Translation des Kopfes – Transversale Bewegungsrichtung	73
Abbildung 15	Translation der oberen Wirbelsäule – Transversale Bewegungsrichtung	74
Abbildung 16	Translation der unteren Wirbelsäule – Transversale Bewegungsrichtung	75

Abbildung 17	Translation des Beckens – Transversale Bewegungsrichtung	77
Abbildung 18	Translation der unteren Extremität – Transversale Bewegungsrichtung	78
Abbildung 19	Translation der oberen Extremität – Longitudinale Bewegungsrichtung	80
Abbildung 20	Translation des Kopfes – Longitudinale Bewegungsrichtung	81
Abbildung 21	Translation der oberen Wirbelsäule – longitudinale Bewegungsrichtung	83
Abbildung 22	Translation der unteren Wirbelsäule – Longitudinale Bewegungsrichtung	84
Abbildung 23	Translation des Beckens – Longitudinale Bewegungsrichtung	85
Abbildung 24	Translation der unteren Extremität – longitudinale Bewegungsrichtung	86
Abbildung 25	Rotation im Ellenbogen	88
Abbildung 26	Rotation in der Schulterachse	89
Abbildung 27	Rotation im Becken	90
Abbildung 28	Rotation im Rumpf	92
Abbildung 29	Rotation in der unteren Extremität	93
Abbildung 30	Darstellung der Bodenreaktionskräfte	95
Abbildung 31	Zusammenfassung der Bewegungsreaktion bei den unterschiedlichen Belastungstypen in der Frontalebene	96
Abbildung 32	Darstellung der Bewegungsamplituden bei unterschiedlicher Standbreite – Translation der oberen Extremität in transversaler Bewegungsrichtung	100
Abbildung 33	Bewegungsamplituden der oberen Wirbelsäule in transversaler Bewegungsrichtung	102
Abbildung 34	Bewegungsamplituden der oberen Wirbelsäule in transversaler Bewegungsrichtung	103

Abbildung 35	Bewegungsamplituden des Beckens (SIPS) in transversaler Bewegungsrichtung	104
Abbildung 36	Rotationsbewegung im Rumpf in Frontalebene	108
Abbildung 37	Streuungsdiagramm in Abhängigkeit der Standbreite	112
Abbildung 38	Streuungsdiagramm in Abhängigkeit vom Abstand der Trochanter Major	113
Abbildung 39	Streuungsdiagramm in Abhängigkeit des Verhältnisses der Abstände der Malleolus lateralis und der Trochanter Major	114
Abbildung 40	Streuungsdiagramm in Abhängigkeit der Beinlänge	115
Abbildung 41	Streuungsdiagramm in Abhängigkeit der Rumpflänge	116
Abbildung 42	Streuungsdiagramm in Abhängigkeit des Verhältnisses von Rumpf- und Beinlänge	116
Abbildung 43	Streuungsdiagramm in Abhängigkeit der Schulterbreite	117
Abbildung 44	Streuungsdiagramm in Abhängigkeit der Schulterhöhe	118
Abbildung 45	Streuungsdiagramm in Abhängigkeit der Körpermasse	119
Abbildung 46	Translation der Wirbelkörper in transversaler Richtung, Vergleich Männer / Frauen, Rampe 2	122
Abbildung 47	Translation der Wirbelkörper in longitudinaler Richtung, Vergleich Männer / Frauen, Rampe 2	123
Abbildung 48	Translation der oberen Extremität in longitudinaler Richtung, Vergleich Männer / Frauen, Rampe 4	124
Abbildung 49	Translation der oberen Extremität in transversaler Richtung, Vergleich Männer / Frauen, Rampe 6	126

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1	„Yellow-Flags“ als Risikofaktoren für das Auftreten und die Chronifizierung von Rückenschmerzen (van Tulder et al., 2002)	11
Tabelle 2	Vorkommen signifikanter Unterschiede zwischen den Standarten bezüglich Maxima, Minima oder Schwankungsamplitude	110
Tabelle 3	Vorkommen signifikanter Unterschiede zwischen den Standarten bezüglich Maxima, Minima oder Schwankungsamplitude bei Rotationsparametern und Bodenreaktionskräften	111
Tabelle 4	Modellparameter der multiplen linearen Regression	120
Tabelle 5	Zusammenfassung der Werte der einzelnen Diskrimanzfunktionen	136
Tabelle 6	Deskriptive Statistik anthropometrischer Daten der Kontrollgruppe	184
Tabelle 7	Häufigkeitstabelle zu Antworten aus dem Fragebogen der Kontrollgruppe	184
Tabelle 8	KS-Test der anthropometrischen Daten der Kontrollgruppe	185
Tabelle 9	Gruppenstatistik der Geschlechter der Kontrollgruppe	186
Tabelle 10	T-Test des Geschlechtsvergleichs anthropometrischer Daten der Kontrollgruppe	187
Tabelle 11	Deskriptive Statistik – Kraft im Seil	188
Tabelle 12	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte der Kraftextrema im Seil	188
Tabelle 13	Deskriptive Statistik – obere Extremität – sagittale Bewegungsrichtung	189
Tabelle 14	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – obere Extremität – sagittale Bewegungsrichtung	190
Tabelle 15	Deskriptive Statistik – Kopf – sagittale Bewegungsrichtung	191
Tabelle 16	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Kopf – sagittale Bewegungsrichtung	192

Tabelle 17	Deskriptive Statistik – obere Wirbelsäule – sagittale Bewegungsrichtung	193
Tabelle 18	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – obere Wirbelsäule – sagittale Bewegungsrichtung	194
Tabelle 19	Deskriptive Statistik – untere Wirbelsäule – sagittale Bewegungsrichtung	195
Tabelle 20	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – obere Wirbelsäule – sagittale Bewegungsrichtung	196
Tabelle 21	Deskriptive Statistik – Becken – sagittale Bewegungsrichtung	197
Tabelle 22	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Becken – sagittale Bewegungsrichtung	198
Tabelle 23	Deskriptive Statistik – untere Extremität – sagittale Bewegungsrichtung	199
Tabelle 24	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – untere Extremität – sagittale Bewegungsrichtung	200
Tabelle 25	Deskriptive Statistik – obere Extremität – transversale Bewegungsrichtung	201
Tabelle 26	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – obere Extremität – transversale Bewegungsrichtung	202
Tabelle 27	Deskriptive Statistik – Kopf – transversale Bewegungsrichtung	203
Tabelle 28	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Kopf – transversale Bewegungsrichtung	204
Tabelle 29	Deskriptive Statistik – obere Wirbelsäule – transversale Bewegungsrichtung	205
Tabelle 30	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – obere Wirbelsäule – transversale Bewegungsrichtung	206
Tabelle 31	Deskriptive Statistik – untere Wirbelsäule – transversale Bewegungsrichtung	207

Tabelle 32	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – untere Wirbelsäule – transversale Bewegungsrichtung	208
Tabelle 33	Deskriptive Statistik – Becken – transversale Bewegungsrichtung	209
Tabelle 34	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Becken – transversale Bewegungsrichtung	210
Tabelle 35	Deskriptive Statistik – untere Extremität – transversale Bewegungsrichtung	211
Tabelle 36	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – untere Extremität – transversale Bewegungsrichtung	212
Tabelle 37	Deskriptive Statistik – obere Extremität – longitudinale Bewegungsrichtung	213
Tabelle 38	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – obere Extremität – longitudinale Bewegungsrichtung	214
Tabelle 39	Deskriptive Statistik – Kopf – longitudinale Bewegungsrichtung	215
Tabelle 40	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Kopf – longitudinale Bewegungsrichtung	216
Tabelle 41	Deskriptive Statistik – obere Wirbelsäule – longitudinale Bewegungsrichtung	217
Tabelle 42	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – obere Wirbelsäule– longitudinale Bewegungsrichtung	218
Tabelle 43	Deskriptive Statistik – untere Wirbelsäule – longitudinale Bewegungsrichtung	219
Tabelle 44	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – untere Wirbelsäule – longitudinale Bewegungsrichtung	220
Tabelle 45	Deskriptive Statistik – Becken – longitudinale Bewegungsrichtung	221
Tabelle 46	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Becken – longitudinale Bewegungsrichtung	222

Tabelle 47	Deskriptive Statistik – untere Extremität – longitudinale Bewegungsrichtung	223
Tabelle 48	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – untere Extremität – longitudinale Bewegungsrichtung	224
Tabelle 49	Deskriptive Statistik – Ellenbogenwinkel	225
Tabelle 50	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Ellenbogenwinkel	225
Tabelle 51	Deskriptive Statistik – Schulterwinkel	225
Tabelle 52	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Schulterwinkel	226
Tabelle 53	Deskriptive Statistik – Rumpfwinkel	226
Tabelle 54	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Rumpfwinkel	226
Tabelle 55	Deskriptive Statistik – Beckenwinkel	227
Tabelle 56	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Beckenwinkel	227
Tabelle 57	Deskriptive Statistik – Winkel in der unteren Extremität	228
Tabelle 58	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Winkel in der unteren Extremität	229
Tabelle 59	Deskriptive Statistik – Bodenreaktionskräfte	230
Tabelle 60	Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Bodenreaktionskräfte	231
Tabelle 61	T-Test bei gepaarten Stichproben (breit vs. schmal) – Translation sagittale Bewegungsrichtung	232
Tabelle 62	T-Test bei gepaarten Stichproben (breit vs. schmal) – Translation transversale Bewegungsrichtung	233
Tabelle 63	T-Test bei gepaarten Stichproben (breit vs. schmal) – Translation longitudinale Bewegungsrichtung	234
Tabelle 64	T-Test bei gepaarten Stichproben (breit vs. schmal) – Rotationsbewegungen	235
Tabelle 65	T-Test bei gepaarten Stichproben (breit vs. schmal) – Amplituden Bodenreaktionskräfte	235

Tabelle 66	T-Test bei gepaarten Stichproben (breit vs. schmal) – Extrema Bodenreaktionskräfte	235
Tabelle 67	Modellparameter der einfachen linearen Regression für einzelne Körperproportionen (1/3)	236
Tabelle 68	Modellparameter der einfachen linearen Regression für einzelne Körperproportionen (2/3)	237
Tabelle 69	Modellparameter der einfachen linearen Regression für einzelne Körperproportionen (3/3)	238
Tabelle 70	T-Test bei unabhängigen Stichproben (Männer – Frauen) – Rampe 2	239
Tabelle 71	Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 2 – Translation sagittal	240
Tabelle 72	Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 2 – Translation transversal	241
Tabelle 73	Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 2 – Translation longitudinal	242
Tabelle 74	Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 2 – Rotation und Bodenreaktionskräfte	243
Tabelle 75	T-Test bei unabhängigen Stichproben (Männer – Frauen) – Rampe 4	244
Tabelle 76	Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 4 – Translation sagittal	245
Tabelle 77	Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 4 – Translation transversal	246
Tabelle 78	Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 4 – Translation longitudinal	247
Tabelle 79	Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 4 – Rotation und Bodenreaktionskräfte	248

Tabelle 80	T-Test bei unabhängigen Stichproben (Männer – Frauen) – Rampe 6	249
Tabelle 81	Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 4 – Translation sagittal	250
Tabelle 82	Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 4 – Translation transversal	251
Tabelle 83	Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 4 – Translation longitudinal	252
Tabelle 84	Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 6 – Rotation und Bodenreaktionskräfte	253
Tabelle 85	Wilcoxon-Test (CURS – KG) – weibliche Probanden – Rampe 2	254
Tabelle 86	Wilcoxon-Test (CURS – KG) – männliche Probanden – Rampe 2	255
Tabelle 87	Deskriptive Statistik – Vergleich CURS / KG – weibliche und männliche Probanden – Rampe 2 – Translation sagittal und transversal	256
Tabelle 88	Deskriptive Statistik – Vergleich CURS / KG – weibliche und männliche Probanden – Rampe 2 – Translation longitudinal und Rotationl	257
Tabelle 89	Wilcoxon-Test (CURS – KG) – weibliche Probanden – Rampe 4	258
Tabelle 90	Wilcoxon-Test (CURS – KG) – männliche Probanden – Rampe 4	259
Tabelle 91	Deskriptive Statistik – Vergleich CURS / KG – weibliche und männliche Probanden – Rampe 4 – Translation sagittal und transversal	260
Tabelle 92	Deskriptive Statistik – Vergleich CURS / KG – weibliche und männliche Probanden – Rampe 4 – Translation longitudinal und Rotation	261
Tabelle 93	Wilcoxon-Test (CURS – KG) – weibliche Probanden – Rampe 6	262
Tabelle 94	Wilcoxon-Test (CURS – KG) – männliche Probanden – Rampe 6	263

Tabelle 95	Deskriptive Statistik – Vergleich CURS / KG – weibliche und männliche Probanden – Rampe 6 – Translation sagittal und transversal	264
Tabelle 96	Deskriptive Statistik – Vergleich CURS / KG – weibliche und männliche Probanden – Rampe 6 – Translation longitudinal und Rotation	265
Tabelle 97	Diskriminanzfunktion X - Gleichheitstest der Gruppenmittelwerte	266
Tabelle 98	Diskriminanzfunktion X - Eigenwerte	266
Tabelle 99	Diskriminanzfunktion X - Wilks-Lambda	266
Tabelle 100	Diskriminanzfunktion X – Standardisierte kanonische Diskriminanzfunktionskoeffizienten	266
Tabelle 101	Diskriminanzfunktion X - Gruppen-Zentroide	266
Tabelle 102	Diskriminanzfunktion X - Lineare Diskriminanzfunktionskoeffizienten nach Fisher	266
Tabelle 103	Diskriminanzfunktion X - Klassifizierungsergebnisse	266
Tabelle 104	Diskriminanzfunktion Y - Gleichheitstest der Gruppenmittelwerte	267
Tabelle 105	Diskriminanzfunktion Y – Eigenwerte	267
Tabelle 106	Diskriminanzfunktion Y - Wilks-Lambda	267
Tabelle 107	Diskriminanzfunktion Y - Standardisierte kanonische Diskriminanzfunktionskoeffizienten	267
Tabelle 108	Diskriminanzfunktion Y - Gruppen-Zentroide	267
Tabelle 109	Diskriminanzfunktion Y - Lineare Diskriminanzfunktionskoeffizienten	267
Tabelle 110	Diskriminanzfunktion Y - Klassifizierungsergebnisse	268
Tabelle 111	Diskriminanzfunktion Z - Gleichheitstest der Gruppenmittelwerte	268
Tabelle 112	Diskriminanzfunktion Z - Eigenwerte	268
Tabelle 113	Diskriminanzfunktion Z - Wilks-Lambda	268

Tabelle 114	Diskriminanzfunktion Z - Standardisierte kanonische Diskriminanzfunktionskoeffizienten	268
Tabelle 115	Diskriminanzfunktion Z - Gruppen-Zentroide	268
Tabelle 116	Diskriminanzfunktion Z - Lineare Diskriminanzfunktionskoeffizienten nach Fisher	268
Tabelle 117	Diskriminanzfunktion Z - Klassifizierungsergebnisse	268
Tabelle 118	Diskriminanzfunktion XYZ - Gleichheitstest der Gruppenmittelwerte	269
Tabelle 119	Diskriminanzfunktion XYZ - Eigenwerte	269
Tabelle 120	Diskriminanzfunktion XYZ - Wilks-Lambda	269
Tabelle 121	Diskriminanzfunktion XYZ - Standardisierte kanonische Diskriminanzfunktionskoeffizienten	269
Tabelle 122	Diskriminanzfunktion XYZ - Gruppen-Zentroide	269
Tabelle 123	Diskriminanzfunktion XYZ - Lineare Diskriminanzfunktionskoeffizienten nach Fisher	270
Tabelle 124	Diskriminanzfunktion XYZ - Klassifizierungsergebnisse	270
Tabelle 125	Diskriminanzfunktion Rotation – Gleichheitstest der Gruppenmittelwerte	270
Tabelle 126	Diskriminanzfunktion Rotation - Eigenwerte	270
Tabelle 127	Diskriminanzfunktion Rotation – Wilks-Lambda	270
Tabelle 128	Diskriminanzfunktion Rotation - Standardisierte kanonische Diskriminanzfunktionskoeffizienten	271
Tabelle 129	Diskriminanzfunktion Rotation – Gruppen-Zentroide	271
Tabelle 130	Diskriminanzfunktion Rotation - Lineare Diskriminanzfunktionskoeffizienten nach Fisher	271
Tabelle 131	Diskriminanzfunktion Rotation - Klassifizierungsergebnisse	271
Tabelle 132	Anwendung der Diskriminanzfunktion XYZ	272
Tabelle 133	Anwendung der Diskriminanzfunktion Rotation	273
		169

6 Literaturverzeichnis

- Ahern, D. K., Follick, M. J., Council, J. R., Laser-Wolston, N. & Litchman, H. 1988. Comparison of lumbar paravertebral EMG patterns in chronic low back pain patients and non-patient controls. *Pain*, 34, 153-60.
- Alexander, K. M. & LaPier, T. L. 1998. Differences in static balance and weight distribution between normal subjects and subjects with chronic unilateral low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 28, 378-83.
- Altinel, L., Köse, K. C., Ergan, V., Işık, C., Aksoy, Y., Ozdemir, A., Toprak, D. & Doğan, N. 2008. [The prevalence of low back pain and risk factors among adult population in Afyon region, Turkey]. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 42, 328-33.
- Anders, C., Brose, G., Hofmann, G. O. & Scholle, H. C. 2007. Gender specific activation patterns of trunk muscles during whole body tilt. *Eur J Appl Physiol*, 101, 195-205.
- Andrusaitis, S. F., Oliveira, R. P. & Barros Filho, T. E. 2006. Study of the prevalence and risk factors for low back pain in truck drivers in the state of São Paulo, Brazil. *Clinics (Sao Paulo)*, 61, 503-10.
- Arena, J. G., Sherman, R. A., Bruno, G. M. & Young, T. R. 1989. Electromyographic recordings of 5 types of low back pain subjects and non-pain controls in different positions. *Pain*, 37, 57-65.
- Atlas, S. J. & Deyo, R. A. 2001. Evaluating and managing acute low back pain in the primary care setting. *J Gen Intern Med*, 16, 120-31.
- Becker, A., Held, H., Redaelli, M., Strauch, K., Chenot, J. F., Leonhardt, C., Keller, S., Baum, E., Pfingsten, M., Hildebrandt, J., Basler, H. D., Kochen, M. M. & Donner-Banzhoff, N. 2010. Low back pain in primary care: Costs of care and prediction of future health care utilization. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35, 1714-20.
- Bellach, B.-M. & Radoschewski, M. 2000. Epidemiologie des Schmerzes - Ergebnisse des Bundes-Gesundheits-Surveys 1998. *Bundesgesundheitsblatt - Gesundheitsforschung - Gesundheitsschutz*, 43, 424-431.

- Berger, W., Trippel, M., Discher, M. & Dietz, V. 1992. Influence of subjects' height on the stabilization of posture. *Acta Otolaryngol*, 112, 22-30.
- Bergmark, A. 1989. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand Suppl*, 230, 1-54.
- Bolten, W., Kempel-Waibel, A. & Pfürringer, W. 1998. Analysis of the cost of illness in backache. *Med Klin (Munich)*, 93, 388-93.
- Borg-Stein, J., Dugan, S. A. & Gruber, J. 2005. Musculoskeletal aspects of pregnancy. *Am J Phys Med Rehabil*, 84, 180-92.
- Carter, T., Waddell, G., Burton, K., Birrell, L., Amos, C., Bolton, R., Gration, J. & Nicoll, A. 2011. Occupational Health Guidelines for the Management of Low Back Pain - Evidence Review and Recommendations.) <http://www.facocccmed.ac.uk/library/docs/back1.pdf>
- Chiari, L., Rocchi, L. & Cappello, A. 2002. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 17, 666-77.
- Cholewicki, J., Polzhofer, G. & Radebold, A. 2000a. Postural control of trunk during unstable sitting. *J Biomech*, 33, 1733-7.
- Cholewicki, J., Simons, A. & Radebold, A. 2000b. Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *J Biomech*, 33, 1377-85.
- Chrubasik, S., Junck, H., Zappe, H. A. & Stutzke, O. 1998. A survey on pain complaints and health care utilization in a German population sample. *Eur J Anaesthesiol*, 15, 397-408.
- Davis, K. G. & Marras, W. S. 2000. The effects of motion on trunk biomechanics. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 15, 703-17.
- De Gruyter, W. 2011. *Psychrembel Klinisches Wörterbuch 2011*, Berlin, New York, De Gruyter.
- De Troyer, A. & Estenne, M. 1988. Functional anatomy of the respiratory muscles. *Clin Chest Med*, 9, 175-93.
- Depont, F., Hunsche, E., Abouelfath, A., Diatta, T., Addra, I., Grelaud, A., Lagnaoui, R., Molimard, M. & Moore, N. 2009. Medical and non-medical direct costs of

- chronic low back pain in patients consulting primary care physicians in France. *Fundam Clin Pharmacol*.
- DIMDI, D. I. f. M. D. u. I. 2011. *ICD-10-GM 2011, Systematisches Verzeichnis*, Deutscher Ärzteverlag.
- Dvir, Z., Daniel-Atrakci, R. & Mirovski, Y. 1997. The Effect of Frontal Loading on Static and Dynamic Balance Reactions in Patients with Chronic Low Back Dysfunction. *Basic Applied Myologie*, 7, 91 - 96.
- Franklin, T. & Granata, K. 2007. Role of reflex gain and reflex delay in spinal stability-a dynamic simulation. *J Biomech*, 40, 1762-7.
- Fujiwara, K., Tomita, H., Kurokawa, N., Asai, H. & Maeda, K. 2009. Effects of stance width on postural movement pattern and anticipatory postural control associated with unilateral arm abduction. *J Electromyogr Kinesiol*, 19, e187-96.
- Gardner-Morse, M. G. & Stokes, I. A. 1998. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine (Phila Pa 1976)*, 23, 86-91; discussion 91-2.
- Gay, R. E. & Brault, J. S. 2008. Evidence-informed management of chronic low back pain with traction therapy. *Spine J*, 8, 234-42.
- Gombatto, S., Collins, D., Sahrmann, S., Engsberg, J. & Van Dillen, L. 2006. Gender differences in pattern of hip and lumbopelvic rotation in people with low back pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21, 263-71.
- Granata, K. & Orishimo, K. 2001. Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. *J Biomech*, 34, 1117-23.
- Granata, K., Padua, D. & Wilson, S. 2002a. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *J Electromyogr Kinesiol*, 12, 127-35.
- Granata, K., Rogers, E. & Moorhouse, K. 2005. Effects of static flexion-relaxation on paraspinal reflex behavior. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20, 16-24.

- Granata, K., Wilson, S. & Padua, D. 2002b. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part I. Quantification in controlled measurements of knee joint dynamics. *J Electromyogr Kinesiol*, 12, 119-26.
- Group, N. Z. G. 2004. *New Zealand Acute Low Back Pain Guide*, Wellington, New Zealand, ACC.
- Hayden, J. A., van Tulder, M. W., Malmivaara, A. V. & Koes, B. W. 2005. Meta-analysis: exercise therapy for nonspecific low back pain. *Ann Intern Med*, 142, 765-75.
- Hegeman, J., Shapkova, E. Y., Honegger, F. & Allum, J. H. 2007. Effect of age and height on trunk sway during stance and gait. *J Vestib Res*, 17, 75-87.
- Heymans, M. W., van Tulder, M. W., Esmail, R., Bombardier, C. & Koes, B. W. 2005. Back schools for nonspecific low back pain: a systematic review within the framework of the Cochrane Collaboration Back Review Group. *Spine (Phila Pa 1976)*, 30, 2153-63.
- Hicks, G., Duddleston, D., Russell, L., Holman, H., Shepherd, J. & Brown, C. 2002. Low back pain. *Am J Med Sci*, 324, 207-11.
- Hides, J. A., Richardson, C. A. & Jull, G. A. 1996. Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 21, 2763-9.
- Hildebrandt, J., Müller, G. & Pfingsten, M. 2005. *Lendenwirbelsäule - Ursachen, Diagnostik und Therapie von Rückenschmerzen*, Urban & Fischer.
- Hodges, P. 2001a. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Exp Brain Res*, 141, 261-6.
- Hodges, P., Cresswell, A. & Thorstensson, A. 1999. Preparatory trunk motion accompanies rapid upper limb movement. *Exp Brain Res*, 124, 69-79.
- Hodges, P., Cresswell, A. & Thorstensson, A. 2001a. Perturbed upper limb movements cause short-latency postural responses in trunk muscles. *Exp Brain Res*, 138, 243-50.

- Hodges, P. W. & Gandevia, S. C. 2000. Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *J Appl Physiol*, 89, 967-76.
- Hodges, P. W. & Moseley, G. L. 2003. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *J Electromyogr Kinesiol*, 13, 361-70.
- Hodges, P. W., Moseley, G. L., Gabrielsson, A. & Gandevia, S. C. 2001b. Acute Experimental Pain Change Postural Recruitment Of The Trunk Muscles In Pain-Free Humans.) *Neuroscience 2001*. Convention Center Exhibit Hall, Poster Board S-53.
- Hodges, P. W. & Richardson, C. A. 1996. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 21, 2640-50.
- Hodges, P. W. & Richardson, C. A. 1999. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch Phys Med Rehabil*, 80, 1005-12.
- Horváth, G., Koroknai, G., Acs, B., Than, P. & Illés, T. 2010. Prevalence of low back pain and lumbar spine degenerative disorders. Questionnaire survey and clinical-radiological analysis of a representative Hungarian population. *Int Orthop*, 34, 1245-9.
- Hoy, D., Brooks, P., Blyth, F. & Buchbinder, R. 2010. The epidemiology of low back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 24, 769-81.
- Hurd, W., Chmielewski, T., Axe, M., Davis, I. & Snyder-Mackler, L. 2004. Differences in normal and perturbed walking kinematics between male and female athletes. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19, 465-72.
- Ihlebaek, C., Hansson, T. H., Laerum, E., Brage, S., Eriksen, H. R., Holm, S. H., Svendsrød, R. & Indahl, A. 2006. Prevalence of low back pain and sickness absence: a "borderline" study in Norway and Sweden. *Scand J Public Health*, 34, 555-8.
- Internetquelle_1 , Barzel, S. 2011, Australien auf einen Blick, <http://www.australien-auf-einen-blick.de/australien/index.php>

- Janssen, I., Heymsfield, S. B., Wang, Z. M. & Ross, R. 2000. Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18-88 yr. *J Appl Physiol*, 89, 81-8.
- Kaigle, A. M., Wessberg, P. & Hansson, T. H. 1998. Muscular and kinematic behavior of the lumbar spine during flexion-extension. *J Spinal Disord*, 11, 163-74.
- Kanehisa, H., Okuyama, H., Ikegawa, S. & Fukunaga, T. 1996. Sex difference in force generation capacity during repeated maximal knee extensions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 73, 557-62.
- Khadilkar, A., Milne, S., Brosseau, L., Robinson, V., Saginur, M., Shea, B., Tugwell, P. & Wells, G. 2005. Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) for chronic low-back pain. *Cochrane Database Syst Rev*, CD003008.
- Kim, K. H., Choe, S. B., Haig, A. J. & Martin, B. J. 2010. Adaptation of torso movement strategies in persons with spinal cord injury or low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35, 1753-9.
- Kirby, R. L., Price, N. A. & MacLeod, D. A. 1987. The influence of foot position on standing balance. *J Biomech*, 20, 423-7.
- Koch, M. 2007. Reaktion der unteren Extremitäten auf in den Arm eingeleitete Störungen., Nicht veröffentlichte Diplomarbeit. Friedrich-Schiller Universität Jena
- Koes, B. W., van Tulder, M. W., Ostelo, R., Kim Burton, A. & Waddell, G. 2001. Clinical guidelines for the management of low back pain in primary care: An international comparison. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26, 2504-13; discussion 2513-4.
- Kohlmann, T. 1995. Prävalenz und Schweregrad von Rückenschmerzen in der Lübecker Bevölkerung. *Akt. Rheumatol.*, 20, 99-104.
- Krismer, M., van Tulder, M. & Project, L. B. P. G. o. t. B. a. J. H. S. f. E. 2007. Strategies for prevention and management of musculoskeletal conditions. Low back pain (non-specific). *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 21, 77-91.
- Lamoth, C. J., Meijer, O. G., Daffertshofer, A., Wuisman, P. I. & Beek, P. J. 2006. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: Changes in motor control. *Eur Spine J*, 15, 23-40.

- Larivière, C., Gagnon, D. & Loisel, P. 2000a. The comparison of trunk muscles EMG activation between subjects with and without chronic low back pain during flexion-extension and lateral bending tasks. *J Electromyogr Kinesiol*, 10, 79-91.
- Larivière, C., Gagnon, D. & Loisel, P. 2000b. The effect of load on the coordination of the trunk for subjects with and without chronic low back pain during flexion-extension and lateral bending tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 15, 407-16.
- Larivière, C., Gagnon, D. & Loisel, P. 2002. A biomechanical comparison of lifting techniques between subjects with and without chronic low back pain during freestyle lifting and lowering tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 17, 89-98.
- Larivière, C., Forget, R., Vadeboncoeur, R., Bilodeau, M. & Mecheri, H. 2010. The effect of sex and chronic low back pain on back muscle reflex responses. *Eur J Appl Physiol*, 109, 577-90.
- Lau, E. M., Egger, P., Coggon, D., Cooper, C., Valenti, L. & O'Connell, D. 1995. Low back pain in Hong Kong: prevalence and characteristics compared with Britain. *J Epidemiol Community Health*, 49, 492-4.
- Lebiedowska, M. K. & Syczewska, M. 2000. Invariant sway properties in children. *Gait Posture*, 12, 200-4.
- Lee, P., Rogers, E. & Granata, K. 2006. Active trunk stiffness increases with co-contraction. *J Electromyogr Kinesiol*, 16, 51-7.
- Lephart, S. M., Ferris, C. M., Riemann, B. L., Myers, J. B. & Fu, F. H. 2002. Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clin Orthop Relat Res*, 162-9.
- Liebetrau, A., Puta, C., Schinowski, D., Wulf, T. & Wagner, H. 2012. Is there a correlation between back pain and stability of the lumbar spine in pregnancy? : A model-based hypothesis. *Schmerz*, 26, 36-45.
- Lindbeck, L. & Kjellberg, K. 2001. Gender differences in lifting technique. *Ergonomics*, 44, 202-14.
- Loney, P. & Stratford, P. 1999. The prevalence of low back pain in adults: a methodological review of the literature. *Phys Ther*, 79, 384-96.

- Louw, Q. A., Morris, L. D. & Grimmer-Somers, K. 2007. The prevalence of low back pain in Africa: a systematic review. *BMC Musculoskelet Disord*, 8, 105.
- Lund, J. P., Donga, R., Widmer, C. G. & Stohler, C. S. 1991. The pain-adaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Can J Physiol Pharmacol*, 69, 683-94.
- Magnusson, M. L., Aleksiev, A., Wilder, D. G., Pope, M. H., Spratt, K., Lee, S. H., Goel, V. K. & Weinstein, J. N. 1996. European Spine Society--the AcroMed Prize for Spinal Research 1995. Unexpected load and asymmetric posture as etiologic factors in low back pain. *Eur Spine J*, 5, 23-35.
- Marras, W. & Granata, K. 1997. Spine loading during trunk lateral bending motions. *J Biomech*, 30, 697-703.
- Marras, W. S., Lavender, S. A., Leurgans, S. E., Fathallah, F. A., Ferguson, S. A., Allread, W. G. & Rajulu, S. L. 1995. Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders. *Ergonomics*, 38, 377-410.
- Masiero, S., Carraro, E., Celia, A., Sarto, D. & Ermani, M. 2008. Prevalence of nonspecific low back pain in schoolchildren aged between 13 and 15 years. *Acta Paediatr*, 97, 212-6.
- Matthis, C., Schlaich, C., Scheidt-Nave, C., Raspe, A. & Raspe, H. 1998. [European Study of Vertebral Osteoporosis (EVOS): cooperation of participants and selection bias in Germany]. *Med Klin (Munich)*, 93 Suppl 2, 18-25.
- McIlroy, W. E. & Maki, B. E. 1997. Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 12, 66-70.
- Miller, A. E., MacDougall, J. D., Tarnopolsky, M. A. & Sale, D. G. 1993. Gender differences in strength and muscle fiber characteristics. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 66, 254-62.
- Milne, S., Welch, V., Brosseau, L., Saginur, M., Shea, B., Tugwell, P. & Wells, G. 2001. Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) for chronic low back pain. *Cochrane Database Syst Rev*, CD003008.

- Mitchell, T., O'Sullivan, P. B., Burnett, A. F., Straker, L. & Smith, A. 2008. Regional differences in lumbar spinal posture and the influence of low back pain. *BMC Musculoskelet Disord*, 9, 152.
- Mok, N. W., Brauer, S. G. & Hodges, P. W. 2004. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29, 107-12.
- Moorhouse, K. & Granata, K. 2005. Trunk stiffness and dynamics during active extension exertions. *J Biomech*, 38, 2000-7.
- Moseley, G., Nicholas, M. & Hodges, P. 2004. Pain differs from non-painful attention-demanding or stressful tasks in its effect on postural control patterns of trunk muscles. *Exp Brain Res*, 156, 64-71.
- Mutschler, E., Schaible, H.-G. & Vaupel, P. 2007. *Anatomie-Physiologie-Pathophysiologie des Menschen*, Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH Stuttgart.
- Mörl, F. & Blickhan, R. 2006. Three-dimensional relation of skin markers to lumbar vertebrae of healthy subjects in different postures measured by open MRI. *Eur Spine J*, 15, 742-51.
- Nachemson, a. & Morris, j. m. 1964. in vivo measurements of intradiscal pressure. discometry, a method for the determination of pressure in the lower lumbar discs. *J Bone Joint Surg Am*, 46, 1077-92.
- Nakipoğlu, G. F., Karagöz, A. & Ozgirgin, N. 2008. The biomechanics of the lumbosacral region in acute and chronic low back pain patients. *Pain Physician*, 11, 505-11.
- Netzer, O. & Payne, V. G. 1993. Effects of age and gender on functional rotation and lateral movements of the neck and back. *Gerontology*, 39, 320-6.
- Neuhauser, H., Ellert, U. & Ziese, T. 2005. Chronic back pain in the general population in Germany 2002/2003: prevalence and highly affected population groups. *Gesundheitswesen*, 67, 685-93.
- New Zealand Guidelines Group 2004. *New Zealand Acute Low Back Pain Guide*, Wellington, New Zealand, ACC.

- O'Sullivan, P., Twomey, L., Allison, G., Sinclair, J. & Miller, K. 1997. Altered patterns of abdominal muscle activation in patients with chronic low back pain. *Aust J Physiother*, 43, 91-98.
- Oksuz, E. 2006. Prevalence, risk factors, and preference-based health states of low back pain in a Turkish population. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31, E968-72.
- Ostelo, R., van Tulder, M., Vlaeyen, J., Linton, S., Morley, S. & Assendelft, W. 2005. Behavioural treatment for chronic low-back pain. *Cochrane Database Syst Rev*, CD002014.
- Pan, C., Chiou, S., Kau, T., Bhattacharya, A. & Ammons, D. 2009. Effects of foot placement on postural stability of construction workers on stilts. *Appl Ergon*, 40, 781-9.
- Panjabi, M. M. 1992. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*, 5, 383-9; discussion 397.
- Pellisé, F., Balagué, F., Rajmil, L., Cedraschi, C., Aguirre, M., Fontecha, C., Pasarín, M. & Ferrer, M. 2009. Prevalence of low back pain and its effect on health-related quality of life in adolescents. *Arch Pediatr Adolesc Med*, 163, 65-71.
- Penny, J. N. 2009. A comparison of Australian and European evidence-based guidelines for intervention in acute, non-specific low back pain. *International Journal of Osteopathic Medicine*, 12, 63 - 68.
- Poitras, S. & Brosseau, L. 2008. Evidence-informed management of chronic low back pain with transcutaneous electrical nerve stimulation, interferential current, electrical muscle stimulation, ultrasound, and thermotherapy. *Spine J*, 8, 226-33.
- Popa, T., Bonifazi, M., Della Volpe, R., Rossi, A. & Mazzocchio, R. 2007. Adaptive changes in postural strategy selection in chronic low back pain. *Exp Brain Res*, 177, 411-8.
- Putz, C. 2007. Zur reflektorischen Kontrolle des Rumpfes bei externen Störungen im aufrechten Stand: Entwicklung einer Individualdiagnostik zur Prävention des unspezifischen Rückenschmerzes, Dissertation, Friedrich-Schiller-Universität, Jena.

- Radebold, A., Cholewicki, J., Panjabi, M. & Patel, T. 2000a. Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine*, 25, 947-54.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Polzhofer, G. K. & Greene, H. S. 2001. Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26, 724-30.
- Raspe, H., Matthis, C., Croft, P., O'Neill, T. & Group, E. V. O. S. 2004. Variation in back pain between countries: the example of Britain and Germany. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29, 1017-21; discussion 1021.
- Raspe, H. H., Wasmus, A., Greif, G., Kohlmann, T., Kindel, P. & Mahrenholtz, M. 1990. Rückenschmerzen in Hannover. *Akt. Rheumatol*, 15, 32 - 37.
- Reeves, N. P., Cholewicki, J. & Milner, T. E. 2005. Muscle reflex classification of low-back pain. *J Electromyogr Kinesiol*, 15, 53-60.
- Santos, M. J. & Aruin, A. S. 2009. Effects of lateral perturbations and changing stance conditions on anticipatory postural adjustment. *J Electromyogr Kinesiol*, 19, 532-41.
- Schmidt, C. O., Raspe, H., Pflingsten, M., Hasenbring, M., Basler, H. D., Eich, W. & Kohlmann, T. 2007. Back pain in the German adult population: prevalence, severity, and sociodemographic correlates in a multiregional survey. *Spine (Phila Pa 1976)*, 32, 2005-11.
- Scholtes, S. A., Gombatto, S. P. & Van Dillen, L. R. 2009. Differences in lumbopelvic motion between people with and people without low back pain during two lower limb movement tests. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 24, 7-12.
- Schumacher, J. & Brähler, E. 1999. [The prevalence of pain in the German population: results of population-based studies with the Giessen Subjective Complaints List (Giessener Beschwerdebogen GBB)]. *Schmerz*, 13, 375-84.
- Shekelle, P. G. 1994. Spinal manipulation. *Spine (Phila Pa 1976)*, 19, 858-61.
- Shirado, O., Ito, T., Kaneda, K. & Strax, T. E. 1995. Flexion-relaxation phenomenon in the back muscles. A comparative study between healthy subjects and patients with chronic low back pain. *Am J Phys Med Rehabil*, 74, 139-44.

- Shum, G. L., Crosbie, J. & Lee, R. Y. 2005. Effect of low back pain on the kinematics and joint coordination of the lumbar spine and hip during sit-to-stand and stand-to-sit. *Spine (Phila Pa 1976)*, 30, 1998-2004.
- Sipko, T., Grygier, D., Barczyk, K. & Elias, G. 2010. The occurrence of strain symptoms in the lumbosacral region and pelvis during pregnancy and after childbirth. *J Manipulative Physiol Ther*, 33, 370-7.
- Skotte, J., Fallentin, N., Pedersen, M., Essendrop, M., Strøyer, J. & Schibye, B. 2004. Adaptation to sudden unexpected loading of the low back - The effects of repeated trials. *J Biomech*, 37, 1483-9.
- Speckmann, E.-J., Hescheler, J. & Köhling, R. 2008. *Physiologie*. München, Jena, Urban&Fischer.
- Spyropoulos, P., Papathanasiou, G., Georgoudis, G., Chronopoulos, E., Koutis, H. & Koumoutsou, F. 2007. Prevalence of low back pain in greek public office workers. *Pain Physician*, 10, 651-9.
- Stokes, I. A., Fox, J. R. & Henry, S. M. 2006. Trunk muscular activation patterns and responses to transient force perturbation in persons with self-reported low back pain. *Eur Spine J*, 15, 658-67.
- Sung, P. S. & Park, H. S. 2009. Gender differences in ground reaction force following perturbations in subjects with low back pain. *Gait Posture*, 29, 290-5.
- Takala, E. P., Korhonen, I. & Viikari-Juntura, E. 1997. Postural sway and stepping response among working population: reproducibility, long-term stability, and associations with symptoms of the low back. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 12, 429-437.
- Tarantola, J., Nardone, A., Tacchini, E. & Schieppati, M. 1997. Human stance stability improves with the repetition of the task: effect of foot position and visual condition. *Neurosci Lett*, 228, 75-8.
- Thomas, J. S., Lavender, S. A., Corcos, D. M. & Andersson, G. B. 1999. Effect of lifting belts on trunk muscle activation during a suddenly applied load. *Hum Factors*, 41, 670-6.
- Tjuljumbow, A. 2003. Kinematik der Wirbelsäule in Reaktion auf Störungen., Nicht veröffentlichte Magisterarbeit, Friedrich-Schiller Universität Jena.

- Travell, J., Rinzler, S. & Herman, M. 1942. Pain and disability of the shoulder and arm: treatment by intramuscular infiltration with procaine hydrochloride. *J Am Med Assoc*.
- Van Dieën, J. H., Selen, L. P. & Cholewicki, J. 2003. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J Electromyogr Kinesiol*, 13, 333-51.
- Van Duijvenbode, I. C., Jellema, P., van Poppel, M. N. & van Tulder, M. W. 2008. Lumbar supports for prevention and treatment of low back pain. *Cochrane Database Syst Rev*, CD001823.
- Van Middelkoop, M., Rubinstein, S. M., Verhagen, A. P., Ostelo, R. W., Koes, B. W. & van Tulder, M. W. 2010. Exercise therapy for chronic nonspecific low-back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 24, 193-204.
- Van Tulder, M., Koes, B. & Bombardier, C. 2002. Low back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 16, 761-75.
- Van Tulder, M., Koes, B. & Malmivaara, A. 2006. Outcome of non-invasive treatment modalities on back pain: an evidence-based review. *Eur Spine J*, 15 Suppl 1, S64-81.
- Van Tulder, M., Ostelo, R., Vlaeyen, J., Linton, S., Morley, S. & Assendelft, W. 2000. Behavioural treatment for chronic low back pain. *Cochrane Database Syst Rev*, CD002014.
- Vogt, L., Pfeifer, K., Portscher And, M. & Banzer, W. 2001. Influences of nonspecific low back pain on three-dimensional lumbar spine kinematics in locomotion. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26, 1910-9.
- Von Korff, M., Ormel, J., Keefe, F. J. & Dworkin, S. F. 1992. Grading the severity of chronic pain. *Pain*, 50, 133-49.
- Waddell, G. 1987. Volvo award in clinical sciences. A new clinical model for the treatment of low-back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 12, 632-44.
- Wagner, H., Anders, C., Puta, C., Petrovitch, A., Mörl, F., Schilling, N., Witte, H. & Blickhan, R. 2005. Musculoskeletal support of lumbar spine stability. *Pathophysiology*, 12, 257-65.

- Walker, B. F., Muller, R. & Grant, W. D. 2003. Low back pain in Australian adults: the economic burden. *Asia Pac J Public Health*, 15, 79-87.
- Walker, B. F., Muller, R. & Grant, W. D. 2004. Low back pain in Australian adults: prevalence and associated disability. *J Manipulative Physiol Ther*, 27, 238-44.
- Watson, P. J., Booker, C. K., Main, C. J. & Chen, A. C. 1997. Surface electromyography in the identification of chronic low back pain patients: the development of the flexion relaxation ratio. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 12, 165-171.
- Wenig, C., Schmidt, C., Kohlmann, T. & Schweikert, B. 2009. Costs of back pain in Germany. *Eur J Pain*, 13, 280-6.
- Wieser, S., Horisberger, B., Schmidhauser, S., Eisenring, C., Brügger, U., Ruckstuhl, A., Dietrich, J., Mannion, A. F., Elfering, A., Tamcan, O. & Müller, U. 2010. Cost of low back pain in Switzerland in 2005. *Eur J Health Econ*.
- Zedka, M. 1998. Electromyographic response of the trunk muscles to postural perturbation in sitting subjects. In: Kumar, S. & Narayan, Y. (Eds.) *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Elsevier.

7 Anhang

7.1 Tabellen

Deskriptive Statistik					
	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Alter	42	20	29	23,64	2,128
Größe	42	156,00	192,00	172,6786	8,66224
Gewicht	40	52	86	68,88	9,825
Gültige Werte (Listenweise)	40				

Tabelle 6 Deskriptive Statistik anthropometrischer Daten der Kontrollgruppe

Geschlecht					
		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	männlich	21	50,0	50,0	50,0
	weiblich	21	50,0	50,0	100,0
	Gesamt	42	100,0	100,0	
Händigkeit					
		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	rechts	37	88,1	88,1	88,1
	links	5	11,9	11,9	100,0
	Gesamt	42	100,0	100,0	
Krafttraining					
		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	Ja	16	38,1	38,1	38,1
	Nein	26	61,9	61,9	100,0
	Gesamt	42	100,0	100,0	
Verletzungen					
		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	nein	13	31,0	31,7	31,7
	Fuß	12	28,6	29,3	61,0
	Knie	10	23,8	24,4	85,4
	Wirbelsäule	1	2,4	2,4	87,8
	Schulter	1	2,4	2,4	90,2
	Hand	4	9,5	9,8	100,0
	Gesamt	41	97,6	100,0	
Fehlend	System	1	2,4		
Gesamt		42	100,0		
Rückenschmerzen					
		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	nein	41	97,6	97,6	97,6
	ja	1	2,4	2,4	100,0
	Gesamt	42	100,0	100,0	
Medikamente					
		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	ja	3	7,1	7,1	7,1
	nein	39	92,9	92,9	100,0
	Gesamt	42	100,0	100,0	

Tabelle 7 Häufigkeitstabelle zu Antworten aus dem Fragebogen der Kontrollgruppe

Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest		
	N	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)
Alter	42	0,357
Schuhgröße	42	0,350
Fußlänge	42	0,118
Höhe Fußgelenk	42	0,051
Länge Unterschenkel	42	0,287
Länge Oberschenkel	42	0,631
Abstand Trochanter	42	0,339
Abstand SIAS	42	0,315
Abstand SIPS	42	0,115
Höhe Rumpf	42	0,691
Schulter-breite	42	0,861
Länge Oberarm	42	0,502
Länge Unterarm	42	0,104
Länge Hand	42	0,212
Länge Hals	40	0,050
Größe	42	0,615
Fuß	42	0,383
Unterschenkelumfang	42	0,431
Oberschenkelumfang	42	0,802
Hüftumfang	42	0,419
Rumpfumfang	42	0,701
Halsumfang	42	0,694
Schulterumfang	42	0,905
Kopfumfang	37	0,199
Oberarmumfang	42	0,792
Unterarmumfang	42	0,710
Handumfang	42	0,487
Gewicht	40	0,818

Tabelle 8 *KS-Test der anthropometrischen Daten der Kontrollgruppe*

Gruppenstatistiken				
	Geschlecht	N	Mittelwert	Standardabweichung
Alter	männlich	21	24,52	2,182
	weiblich	21	22,76	1,700
Schuhgröße	männlich	21	43,5714	1,44296
	weiblich	21	39,0952	1,34740
Fußlänge	männlich	21	26,9762	1,08945
	weiblich	21	24,5000	1,06066
Höhe Fußgelenk	männlich	21	6,9048	0,78452
	weiblich	21	6,4524	0,58959
Länge Unterschenkel	männlich	21	43,4762	3,14037
	weiblich	21	39,5000	2,41868
Länge Oberschenkel	männlich	21	42,2857	2,75940
	weiblich	21	38,6905	2,55184
Abstand Trochanter	männlich	21	33,3810	2,04270
	weiblich	21	34,0714	2,72620
Abstand SIAS	männlich	21	22,5000	1,31339
	weiblich	21	22,8810	1,38659
Abstand SIPS	männlich	21	9,9762	1,05447
	weiblich	21	10,2857	1,43676
Höhe Rumpf	männlich	21	48,4524	3,83375
	weiblich	21	45,8095	2,80391
Schulter-breite	männlich	21	43,2857	2,79540
	weiblich	21	38,5000	1,71756
Länge Oberarm	männlich	21	38,5714	2,94230
	weiblich	21	35,3571	1,98206
Länge Unterarm	männlich	21	27,7619	3,03158
	weiblich	21	23,6905	1,36452
Länge Hand	männlich	21	9,9048	0,94365
	weiblich	21	8,3571	0,82375
Länge Hals	männlich	19	6,0526	1,35293
	weiblich	21	5,5952	1,11377
Größe	männlich	21	178,5238	6,90738
	weiblich	21	166,8333	5,86160
Fuß	männlich	21	25,4524	1,18221
	weiblich	21	22,9286	1,06402
Unterschenkelumfang	männlich	21	37,7619	2,57206
	weiblich	21	36,4286	2,11119
Oberschenkelumfang	männlich	21	56,6190	3,62596
	weiblich	21	56,8810	3,61215
Hüftumfang	männlich	21	78,1429	4,44169
	weiblich	21	70,5714	5,57289
Rumpfumfang	männlich	21	96,7619	5,29060
	weiblich	21	87,7619	4,53767
Halsumfang	männlich	21	37,7857	1,47962
	weiblich	21	33,7143	1,74335
Schulterumfang	männlich	21	110,0952	5,29060
	weiblich	21	97,1190	4,19495
Kopfumfang	männlich	20	57,6000	1,09545
	weiblich	17	55,5294	1,61507
Oberarmumfang	männlich	21	30,8333	2,43584
	weiblich	21	27,2381	1,83452
Unterarmumfang	männlich	21	27,9762	1,79218
	weiblich	21	24,4524	1,33140
Handumfang	männlich	21	28,0000	1,30384
	weiblich	21	24,2143	1,16803
Gewicht	männlich	20	75,10	7,993
	weiblich	20	62,65	7,257

Tabelle 9 Gruppenstatistik der Geschlechter der Kontrollgruppe

Test bei unabhängigen Stichproben				
		Levene-Test der Varianzgleichheit		Sig. (2-seitig)
		F	Signifikanz	
Alter	Var. sind gleich	1,280	0,265	0,01
	Var. sind nicht gleich			0,01
Schuhgröße	Var. sind gleich	0,205	0,653	0,00
	Var. sind nicht gleich			0,00
Fußlänge	Var. sind gleich	0,003	0,958	0,00
	Var. sind nicht gleich			0,00
Höhe Fußgelenk	Var. sind gleich	0,313	0,579	0,04
	Var. sind nicht gleich			0,04
Länge Unterschenkel	Var. sind gleich	2,309	0,137	0,00
	Var. sind nicht gleich			0,00
Länge Oberschenkel	Var. sind gleich	0,048	0,828	0,00
	Var. sind nicht gleich			0,00
Abstand Trochanter	Var. sind gleich	1,385	0,246	0,36
	Var. sind nicht gleich			0,36
Abstand SIAS	Var. sind gleich	0,027	0,870	0,37
	Var. sind nicht gleich			0,37
Abstand SIPS	Var. sind gleich	2,195	0,146	0,43
	Var. sind nicht gleich			0,43
Höhe Rumpf	Var. sind gleich	4,019	0,052	0,01
	Var. sind nicht gleich			0,02
Schulterbreite	Var. sind gleich	0,858	0,360	0,00
	Var. sind nicht gleich			0,00
Länge Oberarm	Var. sind gleich	4,059	0,051	0,00
	Var. sind nicht gleich			0,00
Länge Unterarm	Var. sind gleich	4,314	0,044	0,00
	Var. sind nicht gleich			0,00
Länge Hand	Var. sind gleich	0,000	1,000	0,00
	Var. sind nicht gleich			0,00
Länge Hals	Var. sind gleich	0,006	0,940	0,25
	Var. sind nicht gleich			0,25
Größe	Var. sind gleich	0,679	0,415	0,00
	Var. sind nicht gleich			0,00
Fuß	Var. sind gleich	0,009	0,926	0,00
	Var. sind nicht gleich			0,00
Unterschenkelumfang	Var. sind gleich	1,206	0,279	0,07
	Var. sind nicht gleich			0,07
Oberschenkelumfang	Var. sind gleich	0,009	0,925	0,82
	Var. sind nicht gleich			0,82
Hüftumfang	Var. sind gleich	2,536	0,119	0,00
	Var. sind nicht gleich			0,00
Rumpfumfang	Var. sind gleich	0,303	0,585	0,00
	Var. sind nicht gleich			0,00
Halsumfang	Var. sind gleich	0,534	0,469	0,00
	Var. sind nicht gleich			0,00
Schulterumfang	Var. sind gleich	0,001	0,979	0,00
	Var. sind nicht gleich			0,00
Kopfumfang	Var. sind gleich	2,835	0,101	0,00
	Var. sind nicht gleich			0,00
Oberarmumfang	Var. sind gleich	0,710	0,405	0,00
	Var. sind nicht gleich			0,00
Unterarmumfang	Var. sind gleich	1,469	0,233	0,00
	Var. sind nicht gleich			0,00
Handumfang	Var. sind gleich	0,252	0,618	0,00
	Var. sind nicht gleich			0,00
Gewicht	Var. sind gleich	0,302	0,586	0,00
	Var. sind nicht gleich			0,00

Tabelle 10 T-Test des Geschlechtsvergleichs anthropometrischer Daten der Kontrollgruppe

Deskriptive Statistik - Extremwerte					
	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Max_Kraft_R1	41	128,32	119,8529	6,50634	89,79
Max_Kraft_R2	41	180,04	169,0495	8,13609	131,39
Max_Kraft_R3	41	106,28	91,3643	7,91815	74,43
Max_Kraft_R4	41	186,17	169,7585	9,71624	147,12
Max_Kraft_R5	41	183,58	167,6266	9,36628	138,59
Max_Kraft_R6	41	128,32	119,8529	6,50634	89,79
Min_Kraft_R1	41	5,68	-1,6351	2,90053	-8,36
Min_Kraft_R2	41	1,65	-4,0795	2,28227	-9,29
Min_Kraft_R3	41	10,00	9,0763	0,97360	6,39
Min_Kraft_R4	41	10,00	8,6915	0,98134	5,83
Min_Kraft_R5	41	1,93	-3,0580	2,33567	-7,15
Min_Kraft_R6	41	5,68	-1,6351	2,90053	-8,36
Gültige Werte (Listenweise)	41				

Tabelle 11 *Deskriptive Statistik – Kraft im Seil*

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte					
	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
T_Max_Kraft_R1	41	-1,97	-0,01	-1,1620	0,85958
T_Max_Kraft_R2	41	-2,03	-0,01	-0,9034	0,92940
T_Max_Kraft_R3	41	0,08	0,73	0,1321	0,10705
T_Max_Kraft_R4	41	0,09	1,80	0,1420	0,26483
T_Max_Kraft_R5	41	0,09	0,18	0,1021	0,01354
T_Max_Kraft_R6	41	0,08	0,10	0,0923	0,00384
T_Min_Kraft_R1	41	0,08	0,59	0,1436	0,10445
T_Min_Kraft_R2	41	0,08	0,35	0,1347	0,06336
T_Min_Kraft_R3	41	-0,50	3,86	1,0086	1,71472
T_Min_Kraft_R4	41	-0,50	3,82	0,7875	1,55591
T_Min_Kraft_R5	41	0,30	0,63	0,3420	0,05641
T_Min_Kraft_R6	41	0,18	0,58	0,2252	0,06228
Gültige Werte (Listenweise)	41				

Tabelle 12 *Deskriptive Statistik – Zeitpunkte der Kraftextrema im Seil*

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Shoulder_fern_X_R1	40	8,02	4,68	21,88	39	-5,73	5,28	27,92
Shoulder_fern_X_R2	40	10,43	5,82	33,83	40	-8,59	7,61	57,92
Shoulder_fern_X_R3	39	2,25	2,72	7,39	41	-9,37	4,18	17,50
Shoulder_fern_X_R4	39	3,23	4,04	16,36	41	-14,95	7,77	60,43
Shoulder_fern_X_R5	38	2,66	2,73	7,45	41	-14,14	7,10	50,41
Shoulder_fern_X_R6	40	3,09	2,90	8,43	41	-13,07	6,04	36,50
Shoulder_nah_X_R1	40	8,50	5,99	35,82	40	-5,26	4,90	23,98
Shoulder_nah_X_R2	41	11,44	6,27	39,27	41	-6,92	6,36	40,48
Shoulder_nah_X_R3	39	5,51	3,58	12,84	41	-8,24	4,03	16,26
Shoulder_nah_X_R4	41	7,99	5,05	25,51	41	-13,94	6,65	44,22
Shoulder_nah_X_R5	40	7,72	5,06	25,57	41	-14,44	4,97	24,72
Shoulder_nah_X_R6	41	8,64	4,50	20,21	41	-10,60	4,25	18,02
Elb_fern_X_R1	41	6,35	4,90	24,05	40	-5,36	4,15	17,19
Elb_fern_X_R2	41	7,22	5,83	33,96	41	-7,42	5,74	32,92
Elb_fern_X_R3	41	4,62	3,27	10,71	41	-5,09	3,04	9,24
Elb_fern_X_R4	41	7,53	4,51	20,31	41	-7,59	4,57	20,89
Elb_fern_X_R5	40	6,46	4,01	16,10	41	-6,88	4,70	22,09
Elb_fern_X_R6	41	6,80	3,95	15,61	41	-6,39	3,85	14,82
Elb_nah_X_R1	41	13,98	7,34	53,84	41	-8,00	8,43	71,06
Elb_nah_X_R2	41	19,76	8,89	79,11	40	-8,42	9,26	85,82
Elb_nah_X_R3	37	4,23	4,17	17,41	41	-7,71	3,84	14,78
Elb_nah_X_R4	35	5,70	5,63	31,66	41	-12,73	6,84	46,83
Elb_nah_X_R5	38	6,59	5,74	32,95	41	-18,79	11,43	130,71
Elb_nah_X_R6	41	12,80	6,95	48,31	41	-13,53	7,93	62,95
Hand_fern_X_R1	41	9,42	5,64	31,79	38	-5,40	5,13	26,32
Hand_fern_X_R2	39	10,71	6,79	46,09	37	-7,72	7,10	50,45
Hand_fern_X_R3	40	7,56	4,57	20,88	41	-6,78	3,76	14,17
Hand_fern_X_R4	40	10,69	7,08	50,07	41	-12,03	5,35	28,60
Hand_fern_X_R5	41	11,39	8,43	71,12	41	-11,43	4,82	23,21
Hand_fern_X_R6	41	10,73	6,96	48,45	41	-8,93	4,23	17,90
Hand_nah_X_R1	37	5,12	6,41	41,10	41	-47,37	19,17	367,37
Hand_nah_X_R2	35	9,97	9,42	88,76	41	-61,82	22,82	520,66
Hand_nah_X_R3	41	19,01	9,42	88,77	35	-2,15	2,75	7,58
Hand_nah_X_R4	41	25,57	12,09	146,29	35	-3,30	4,08	16,65
Hand_nah_X_R5	41	23,92	11,44	130,78	41	-38,96	23,61	557,65
Hand_nah_X_R6	41	22,22	12,89	166,13	41	-35,47	21,31	454,18

Tabelle 13 **Deskriptive Statistik – obere Extremität – sagittale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Shoulder_fern_X_R1	41	1,39	0,62	0,38	41	0,27	0,14	0,02
Shoulder_fern_X_R2	41	1,57	0,56	0,32	41	0,34	0,31	0,10
Shoulder_fern_X_R3	41	1,25	1,46	2,13	41	0,89	0,94	0,88
Shoulder_fern_X_R4	41	0,39	0,79	0,62	41	1,39	1,26	1,60
Shoulder_fern_X_R5	41	0,34	0,40	0,16	41	0,49	0,22	0,05
Shoulder_fern_X_R6	41	0,58	0,56	0,31	41	0,35	0,13	0,02
Shoulder_nah_X_R1	41	1,02	0,67	0,45	41	0,28	0,32	0,10
Shoulder_nah_X_R2	41	1,11	0,68	0,47	41	0,27	0,42	0,17
Shoulder_nah_X_R3	41	1,17	1,47	2,16	41	1,03	1,22	1,50
Shoulder_nah_X_R4	41	0,60	1,13	1,28	41	1,07	1,17	1,38
Shoulder_nah_X_R5	41	0,34	0,40	0,16	41	0,41	0,17	0,03
Shoulder_nah_X_R6	41	0,50	0,45	0,21	41	0,28	0,16	0,03
Elb_fern_X_R1	41	0,85	0,60	0,36	41	0,51	0,50	0,25
Elb_fern_X_R2	41	0,92	0,65	0,42	41	0,49	0,41	0,17
Elb_fern_X_R3	41	1,46	1,29	1,66	41	1,38	1,42	2,02
Elb_fern_X_R4	41	0,99	1,12	1,25	41	1,57	1,48	2,20
Elb_fern_X_R5	41	0,47	0,32	0,10	41	0,50	0,33	0,11
Elb_fern_X_R6	41	0,58	0,37	0,14	41	0,51	0,34	0,11
Elb_nah_X_R1	41	0,48	0,22	0,05	41	0,26	0,21	0,05
Elb_nah_X_R2	41	0,55	0,32	0,10	41	0,27	0,21	0,05
Elb_nah_X_R3	41	1,23	1,57	2,46	41	0,52	0,64	0,41
Elb_nah_X_R4	41	0,98	1,52	2,32	41	0,60	0,70	0,49
Elb_nah_X_R5	41	0,38	0,36	0,13	41	0,45	0,24	0,06
Elb_nah_X_R6	41	0,37	0,29	0,09	41	0,33	0,25	0,06
Hand_fern_X_R1	41	0,78	0,44	0,20	41	0,83	0,71	0,51
Hand_fern_X_R2	41	0,68	0,42	0,17	41	0,71	0,64	0,41
Hand_fern_X_R3	41	1,75	1,17	1,37	41	0,87	1,09	1,18
Hand_fern_X_R4	41	1,13	0,95	0,90	41	0,75	1,08	1,16
Hand_fern_X_R5	41	0,65	0,29	0,08	41	0,42	0,29	0,09
Hand_fern_X_R6	41	0,74	0,31	0,10	41	0,42	0,34	0,12
Hand_nah_X_R1	41	0,37	0,31	0,10	41	0,26	0,14	0,02
Hand_nah_X_R2	41	0,49	0,35	0,13	41	0,25	0,03	0,00
Hand_nah_X_R3	41	0,47	0,68	0,46	41	1,01	1,51	2,27
Hand_nah_X_R4	41	0,30	0,46	0,21	41	1,15	1,57	2,45
Hand_nah_X_R5	41	0,18	0,06	0,00	41	0,52	0,23	0,05
Hand_nah_X_R6	41	0,20	0,16	0,03	41	0,42	0,19	0,03

Tabelle 14 **Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – obere Extremität – sagittale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Head_fern_X_R1	38	6,44	5,10	26,02	41	-15,77	6,71	45,00
Head_fern_X_R2	37	8,15	4,92	24,20	41	-21,55	8,52	72,53
Head_fern_X_R3	41	8,19	3,32	11,05	40	-6,21	3,23	10,43
Head_fern_X_R4	41	14,07	5,97	35,67	40	-9,76	7,75	60,14
Head_fern_X_R5	41	12,66	5,22	27,23	41	-14,48	7,89	62,22
Head_fern_X_R6	41	10,84	4,40	19,34	41	-12,97	6,73	45,33
Head_front_X_R1	40	5,52	4,09	16,77	40	-8,27	5,20	27,01
Head_front_X_R2	40	8,26	6,44	41,46	40	-11,21	6,40	41,02
Head_front_X_R3	41	8,48	3,39	11,46	39	-3,63	3,62	13,13
Head_front_X_R4	41	13,12	8,01	64,10	40	-5,32	4,38	19,17
Head_front_X_R5	39	11,73	6,75	45,50	41	-5,28	4,00	15,98
Head_front_X_R6	40	10,03	6,11	37,39	40	-4,88	2,90	8,42
Head_nah_X_R1	39	11,49	4,80	23,08	33	-1,41	2,41	5,82
Head_nah_X_R2	39	14,49	5,11	26,10	34	-1,90	4,00	16,03
Head_nah_X_R3	26	2,18	3,08	9,51	39	-11,70	3,24	10,49
Head_nah_X_R4	27	0,69	1,41	2,00	39	-20,92	6,69	44,80
Head_nah_X_R5	27	2,40	3,07	9,44	39	-17,09	4,71	22,19
Head_nah_X_R6	32	3,73	3,31	10,97	39	-14,67	4,35	18,92
Head_rear_X_R1	39	6,51	4,77	22,73	38	-8,01	5,59	31,21
Head_rear_X_R2	41	9,11	6,85	46,86	39	-9,42	5,51	30,39
Head_rear_X_R3	41	8,65	3,84	14,75	35	-3,30	3,19	10,16
Head_rear_X_R4	41	14,21	7,57	57,23	35	-3,00	3,52	12,41
Head_rear_X_R5	41	12,08	6,76	45,64	34	-2,50	2,47	6,09
Head_rear_X_R6	41	9,88	5,22	27,26	40	-3,45	3,06	9,35

Tabelle 15 **Deskriptive Statistik – Kopf – sagittale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Head_fern_X_R1	41	1,42	0,78	0,60	41	0,26	0,06	0,00
Head_fern_X_R2	41	1,42	0,76	0,57	41	0,24	0,05	0,00
Head_fern_X_R3	41	0,34	0,58	0,33	41	1,61	1,36	1,85
Head_fern_X_R4	41	0,29	0,25	0,06	41	2,23	1,38	1,91
Head_fern_X_R5	41	0,20	0,04	0,00	41	0,63	0,26	0,07
Head_fern_X_R6	41	0,22	0,25	0,06	41	0,48	0,20	0,04
Head_front_X_R1	41	0,32	0,26	0,07	41	1,46	0,65	0,42
Head_front_X_R2	41	0,31	0,28	0,08	41	1,46	0,61	0,38
Head_front_X_R3	41	1,39	1,20	1,43	41	1,07	1,36	1,85
Head_front_X_R4	41	1,88	1,31	1,72	41	0,51	0,81	0,66
Head_front_X_R5	41	0,57	0,28	0,08	41	0,43	0,47	0,22
Head_front_X_R6	41	0,53	0,29	0,08	41	0,65	0,55	0,30
Head_nah_X_R1	41	0,91	0,75	0,56	41	0,27	0,47	0,22
Head_nah_X_R2	41	0,97	0,74	0,54	41	0,17	0,35	0,12
Head_nah_X_R3	41	1,45	1,65	2,72	41	0,79	0,99	0,98
Head_nah_X_R4	41	0,64	1,37	1,88	41	0,72	0,87	0,76
Head_nah_X_R5	41	0,42	0,56	0,31	41	0,31	0,24	0,06
Head_nah_X_R6	41	0,60	0,55	0,30	41	0,20	0,13	0,02
Head_rear_X_R1	41	0,31	0,28	0,08	41	1,41	0,75	0,57
Head_rear_X_R2	41	0,28	0,23	0,05	41	1,48	0,66	0,44
Head_rear_X_R3	41	1,27	1,13	1,27	41	1,36	1,53	2,33
Head_rear_X_R4	41	1,63	1,17	1,37	41	0,64	1,17	1,36
Head_rear_X_R5	41	0,65	0,31	0,10	41	0,39	0,51	0,26
Head_rear_X_R6	41	0,46	0,22	0,05	41	0,61	0,55	0,30

Tabelle 16 **Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Kopf – sagittale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
C5_X_R1	33	5,65	4,54	20,61	35	-7,88	4,86	23,65
C5_X_R2	36	6,75	6,05	36,58	35	-10,48	5,87	34,48
C5_X_R3	37	8,30	3,57	12,75	33	-3,15	2,73	7,43
C5_X_R4	37	14,29	10,07	101,31	32	-3,55	3,74	14,00
C5_X_R5	37	11,62	5,57	31,03	32	-3,15	2,86	8,17
C5_X_R6	37	8,70	6,42	41,26	34	-4,05	3,04	9,25
C7_X_R1	31	5,05	4,16	17,31	35	-8,26	4,67	21,82
C7_X_R2	36	6,09	5,63	31,74	36	-10,74	6,42	41,24
C7_X_R3	37	7,98	3,21	10,32	31	-3,66	3,25	10,56
C7_X_R4	37	12,82	6,61	43,69	32	-4,55	4,08	16,68
C7_X_R5	37	10,32	4,73	22,36	32	-3,97	3,26	10,60
C7_X_R6	37	6,80	4,24	17,96	35	-4,90	3,65	13,32
B2_X_R1	33	4,37	4,01	16,11	39	-7,47	4,31	18,56
B2_X_R2	37	5,26	5,75	33,01	38	-10,30	4,56	20,83
B2_X_R3	40	7,27	2,99	8,92	32	-3,00	2,46	6,06
B2_X_R4	40	11,74	6,97	48,58	37	-4,02	3,93	15,48
B2_X_R5	40	9,78	4,49	20,19	35	-4,05	3,47	12,03
B2_X_R6	40	6,07	4,12	17,01	38	-5,03	3,02	9,12
B4_X_R1	37	3,05	3,34	11,15	39	-7,59	3,96	15,64
B4_X_R2	38	4,10	5,06	25,57	39	-10,17	4,36	19,05
B4_X_R3	41	6,61	2,94	8,64	37	-2,44	2,23	4,97
B4_X_R4	41	10,36	6,02	36,30	38	-3,96	3,42	11,70
B4_X_R5	41	8,51	4,27	18,24	39	-3,57	3,32	10,99
B4_X_R6	41	5,09	3,94	15,50	38	-4,93	3,08	9,48
B6_X_R1	40	1,88	2,30	5,28	38	-8,04	3,66	13,40
B6_X_R2	39	2,45	3,28	10,78	39	-10,49	4,50	20,23
B6_X_R3	41	5,90	2,66	7,06	38	-2,22	2,00	4,01
B6_X_R4	41	9,38	5,55	30,83	40	-3,43	2,77	7,70
B6_X_R5	41	7,07	3,86	14,91	40	-3,17	2,94	8,64
B6_X_R6	41	4,00	3,45	11,92	40	-4,49	3,34	11,13

Tabelle 17 **Deskriptive Statistik – obere Wirbelsäule – sagittale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
C5_X_R1	41	0,33	0,37	0,14	41	1,27	0,81	0,65
C5_X_R2	41	0,27	0,36	0,13	41	1,27	0,76	0,58
C5_X_R3	41	1,27	1,26	1,60	41	1,39	1,53	2,34
C5_X_R4	41	1,54	1,28	1,65	41	0,38	0,88	0,78
C5_X_R5	41	0,52	0,30	0,09	41	0,30	0,44	0,20
C5_X_R6	41	0,44	0,30	0,09	41	0,50	0,51	0,26
C7_X_R1	41	0,23	0,29	0,08	41	1,32	0,82	0,67
C7_X_R2	41	0,30	0,41	0,16	41	1,28	0,75	0,56
C7_X_R3	41	1,32	1,35	1,83	41	1,29	1,55	2,39
C7_X_R4	41	1,53	1,30	1,68	41	0,38	0,86	0,74
C7_X_R5	41	0,50	0,31	0,09	41	0,23	0,33	0,11
C7_X_R6	41	0,49	0,39	0,15	41	0,47	0,44	0,20
B2_X_R1	41	0,25	0,30	0,09	41	1,42	0,73	0,53
B2_X_R2	41	0,26	0,32	0,10	41	1,31	0,69	0,47
B2_X_R3	41	1,28	1,27	1,62	41	1,17	1,45	2,09
B2_X_R4	41	1,72	1,36	1,85	41	0,57	1,05	1,10
B2_X_R5	41	0,55	0,26	0,07	41	0,30	0,38	0,14
B2_X_R6	41	0,49	0,36	0,13	41	0,51	0,45	0,21
B4_X_R1	41	0,26	0,34	0,12	41	1,35	0,72	0,52
B4_X_R2	41	0,29	0,43	0,19	41	1,21	0,63	0,40
B4_X_R3	41	1,25	1,25	1,55	41	1,39	1,52	2,32
B4_X_R4	41	1,77	1,37	1,87	41	0,69	1,12	1,26
B4_X_R5	41	0,59	0,28	0,08	41	0,33	0,37	0,14
B4_X_R6	41	0,55	0,41	0,17	41	0,51	0,43	0,19
B6_X_R1	41	0,30	0,43	0,19	41	1,23	0,67	0,45
B6_X_R2	41	0,21	0,33	0,11	41	1,12	0,62	0,38
B6_X_R3	41	1,26	1,26	1,58	41	1,54	1,50	2,24
B6_X_R4	41	1,67	1,32	1,74	41	0,76	1,15	1,33
B6_X_R5	41	0,62	0,31	0,10	41	0,33	0,34	0,12
B6_X_R6	41	0,63	0,48	0,23	41	0,66	0,45	0,20

Tabelle 18 **Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – obere Wirbelsäule – sagittale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
B8_X_R1	40	1,28	1,80	3,23	40	-8,00	4,08	16,64
B8_X_R2	40	1,40	1,97	3,89	40	-10,79	4,96	24,62
B8_X_R3	41	5,29	2,45	6,00	40	-2,22	1,98	3,91
B8_X_R4	41	8,85	5,21	27,09	39	-3,28	2,24	5,01
B8_X_R5	41	6,18	3,66	13,43	41	-2,94	2,53	6,42
B8_X_R6	40	3,83	3,28	10,76	40	-4,65	3,38	11,44
B10_X_R1	39	1,00	1,68	2,83	40	-8,88	4,50	20,24
B10_X_R2	39	0,85	1,42	2,01	41	-11,89	5,74	32,93
B10_X_R3	40	5,00	2,43	5,92	37	-2,52	1,98	3,92
B10_X_R4	41	8,82	5,21	27,12	36	-3,28	2,15	4,64
B10_X_R5	41	5,30	3,68	13,53	41	-2,83	2,39	5,73
B10_X_R6	39	3,86	2,97	8,83	40	-4,97	3,60	12,97
B12_X_R1	37	0,67	1,15	1,32	41	-10,42	4,72	22,31
B12_X_R2	35	0,57	1,22	1,48	41	-14,28	5,80	33,66
B12_X_R3	41	4,82	2,57	6,60	37	-2,54	2,02	4,08
B12_X_R4	41	9,35	5,41	29,30	32	-2,93	2,22	4,92
B12_X_R5	41	5,00	3,36	11,29	41	-2,85	2,35	5,54
B12_X_R6	41	4,08	2,77	7,65	37	-5,91	3,71	13,74
L2_X_R1	37	0,44	0,92	0,86	41	-12,03	4,66	21,74
L2_X_R2	36	0,62	1,80	3,25	41	-16,36	5,51	30,35
L2_X_R3	41	4,74	2,30	5,27	38	-2,81	2,19	4,77
L2_X_R4	41	10,09	6,53	42,69	32	-2,55	2,29	5,22
L2_X_R5	41	5,41	3,41	11,61	39	-3,44	2,82	7,96
L2_X_R6	41	4,53	2,38	5,65	38	-6,41	3,88	15,02
L4_X_R1	33	0,75	1,57	2,45	39	-12,26	4,62	21,36
L4_X_R2	30	0,63	1,85	3,43	39	-17,33	5,81	33,70
L4_X_R3	39	4,41	2,25	5,08	37	-3,29	2,40	5,75
L4_X_R4	39	10,03	6,76	45,74	28	-2,78	2,49	6,18
L4_X_R5	39	5,50	3,20	10,21	38	-3,98	3,35	11,20
L4_X_R6	39	4,37	1,96	3,84	39	-6,54	4,07	16,54

Tabelle 19 **Deskriptive Statistik – untere Wirbelsäule – sagittale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
B8_X_R1	41	0,40	0,60	0,36	41	1,05	0,58	0,33
B8_X_R2	41	0,24	0,46	0,21	41	1,11	0,61	0,37
B8_X_R3	41	1,33	1,33	1,76	41	1,71	1,48	2,18
B8_X_R4	41	1,56	1,35	1,82	41	1,03	1,42	2,00
B8_X_R5	41	0,64	0,34	0,12	41	0,42	0,41	0,17
B8_X_R6	41	0,63	0,52	0,27	41	0,68	0,45	0,20
B10_X_R1	41	0,36	0,64	0,40	41	0,95	0,55	0,30
B10_X_R2	41	0,31	0,61	0,38	41	0,93	0,57	0,33
B10_X_R3	41	1,43	1,38	1,91	41	1,80	1,47	2,17
B10_X_R4	41	1,54	1,32	1,75	41	0,95	1,36	1,85
B10_X_R5	41	0,74	0,48	0,23	41	0,48	0,44	0,20
B10_X_R6	41	0,60	0,53	0,29	41	0,64	0,42	0,18
B12_X_R1	41	0,35	0,65	0,42	41	0,75	0,39	0,15
B12_X_R2	41	0,24	0,57	0,32	41	0,82	0,53	0,28
B12_X_R3	41	1,33	1,39	1,93	41	1,84	1,44	2,08
B12_X_R4	41	1,39	1,27	1,62	41	1,00	1,40	1,97
B12_X_R5	41	0,70	0,54	0,29	41	0,57	0,45	0,20
B12_X_R6	41	0,56	0,57	0,32	41	0,65	0,40	0,16
L2_X_R1	41	0,28	0,61	0,38	41	0,65	0,33	0,11
L2_X_R2	41	0,18	0,49	0,24	41	0,66	0,43	0,18
L2_X_R3	41	1,23	1,39	1,94	41	2,09	1,33	1,77
L2_X_R4	41	1,29	1,28	1,64	41	1,05	1,49	2,22
L2_X_R5	41	0,54	0,49	0,24	41	0,62	0,40	0,16
L2_X_R6	41	0,50	0,55	0,30	41	0,68	0,35	0,12
L4_X_R1	41	0,29	0,62	0,38	41	0,55	0,27	0,08
L4_X_R2	41	0,21	0,54	0,29	41	0,52	0,31	0,10
L4_X_R3	41	1,08	1,37	1,88	41	1,97	1,34	1,81
L4_X_R4	41	1,01	1,10	1,21	41	0,98	1,39	1,94
L4_X_R5	41	0,46	0,47	0,22	41	0,67	0,40	0,16
L4_X_R6	41	0,49	0,56	0,32	41	0,68	0,31	0,10

Tabelle 20 **Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – obere Wirbelsäule – sagittale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Sias_fern_X_R1	41	6,50	4,35	18,96	36	-2,81	2,58	6,65
Sias_fern_X_R2	41	8,77	6,14	37,74	35	-2,91	3,00	9,01
Sias_fern_X_R3	40	5,56	2,85	8,13	41	-2,51	3,13	9,77
Sias_fern_X_R4	38	6,42	3,63	13,15	41	-5,42	4,12	16,98
Sias_fern_X_R5	41	6,88	4,06	16,47	41	-3,31	2,64	6,98
Sias_fern_X_R6	41	8,19	3,57	12,71	41	-3,21	1,84	3,37
Sias_nah_X_R1	41	20,81	5,70	32,45	35	-0,48	1,12	1,25
Sias_nah_X_R2	41	28,33	7,58	57,48	36	-0,42	0,81	0,65
Sias_nah_X_R3	38	2,96	2,48	6,13	41	-7,87	3,45	11,88
Sias_nah_X_R4	34	2,41	2,48	6,14	41	-16,65	7,95	63,25
Sias_nah_X_R5	40	6,45	4,77	22,72	41	-12,45	5,22	27,21
Sias_nah_X_R6	41	8,93	5,31	28,21	41	-9,31	3,12	9,75
Sips_fern_X_R1	40	9,76	4,33	18,76	36	-1,09	2,00	4,02
Sips_fern_X_R2	40	13,57	5,37	28,85	34	-0,80	1,59	2,53
Sips_fern_X_R3	38	3,77	2,75	7,57	40	-3,10	2,01	4,02
Sips_fern_X_R4	29	3,59	2,96	8,74	40	-7,60	5,03	25,27
Sips_fern_X_R5	40	4,49	3,30	10,86	40	-4,39	2,56	6,55
Sips_fern_X_R6	40	6,44	3,95	15,64	40	-3,67	2,10	4,43
Sips_nah_X_R1	40	14,82	5,01	25,09	37	-0,49	1,05	1,09
Sips_nah_X_R2	40	20,76	6,01	36,07	35	-0,46	1,11	1,24
Sips_nah_X_R3	39	2,84	2,27	5,13	40	-5,50	2,73	7,47
Sips_nah_X_R4	30	2,35	2,49	6,20	40	-11,88	6,51	42,43
Sips_nah_X_R5	39	4,88	3,82	14,60	40	-7,61	3,94	15,55
Sips_nah_X_R6	40	7,21	4,53	20,56	40	-5,64	2,21	4,87

Tabelle 21 *Deskriptive Statistik – Becken – sagittale Bewegungsrichtung*

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Sias_fern_X_R1	41	0,63	0,38	0,15	41	0,72	0,77	0,59
Sias_fern_X_R2	41	0,64	0,43	0,18	41	0,57	0,72	0,51
Sias_fern_X_R3	41	1,38	1,18	1,38	41	1,24	1,54	2,37
Sias_fern_X_R4	41	1,06	1,19	1,43	41	1,77	1,61	2,58
Sias_fern_X_R5	41	0,50	0,29	0,08	41	0,72	0,62	0,38
Sias_fern_X_R6	41	0,53	0,27	0,07	41	0,57	0,58	0,34
Sias_nah_X_R1	41	0,43	0,11	0,01	41	0,17	0,45	0,20
Sias_nah_X_R2	41	0,43	0,12	0,01	41	0,16	0,43	0,19
Sias_nah_X_R3	41	2,17	1,38	1,91	41	0,43	0,51	0,26
Sias_nah_X_R4	41	1,58	1,70	2,88	41	0,52	0,50	0,25
Sias_nah_X_R5	41	0,66	0,27	0,07	41	0,36	0,30	0,09
Sias_nah_X_R6	41	0,62	0,23	0,05	41	0,27	0,28	0,08
Sips_fern_X_R1	41	0,63	0,35	0,12	41	0,43	0,70	0,49
Sips_fern_X_R2	41	0,59	0,37	0,14	41	0,32	0,66	0,43
Sips_fern_X_R3	41	2,04	1,26	1,58	41	1,12	1,39	1,92
Sips_fern_X_R4	41	1,03	1,35	1,83	41	1,22	1,26	1,60
Sips_fern_X_R5	41	0,67	0,35	0,12	41	0,57	0,55	0,30
Sips_fern_X_R6	41	0,60	0,28	0,08	41	0,50	0,56	0,31
Sips_nah_X_R1	41	0,46	0,13	0,02	41	0,28	0,61	0,37
Sips_nah_X_R2	41	0,48	0,28	0,08	41	0,25	0,61	0,37
Sips_nah_X_R3	41	2,14	1,25	1,57	41	0,91	1,19	1,42
Sips_nah_X_R4	41	1,50	1,70	2,90	41	0,79	0,98	0,96
Sips_nah_X_R5	41	0,68	0,33	0,11	41	0,42	0,40	0,16
Sips_nah_X_R6	41	0,64	0,26	0,07	41	0,45	0,51	0,26

Tabelle 22 *Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Becken – sagittale Bewegungsrichtung*

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Tro_fern_X_R1	40	5,84	3,88	15,08	41	-3,83	3,32	11,05
Tro_fern_X_R2	41	7,30	5,18	26,84	38	-4,30	3,97	15,77
Tro_fern_X_R3	41	6,26	3,10	9,62	41	-2,31	2,25	5,07
Tro_fern_X_R4	39	7,03	3,75	14,05	41	-5,76	4,25	18,02
Tro_fern_X_R5	41	8,32	4,01	16,05	41	-4,15	2,58	6,64
Tro_fern_X_R6	41	8,38	3,64	13,27	41	-4,27	2,58	6,68
Tro_nah_X_R1	41	22,97	7,96	63,29	41	-1,15	1,03	1,06
Tro_nah_X_R2	41	31,82	10,38	107,71	38	-1,24	1,19	1,42
Tro_nah_X_R3	41	2,89	1,99	3,94	41	-9,29	4,16	17,34
Tro_nah_X_R4	38	2,77	2,54	6,43	41	-19,53	8,97	80,40
Tro_nah_X_R5	41	7,60	5,37	28,87	41	-15,41	6,36	40,50
Tro_nah_X_R6	41	10,67	6,21	38,59	41	-12,55	4,39	19,25
Knee_fern_X_R1	41	5,45	3,02	9,14	39	-3,07	3,93	15,47
Knee_fern_X_R2	41	7,27	4,43	19,60	41	-4,90	2,88	8,32
Knee_fern_X_R3	41	1,90	1,35	1,81	41	-12,93	6,81	46,33
Knee_fern_X_R4	38	1,94	1,71	2,93	41	-12,35	5,94	35,25
Knee_fern_X_R5	41	3,45	2,49	6,19	41	-12,49	5,82	33,85
Knee_fern_X_R6	41	3,19	2,35	5,53	40	-2,65	3,30	10,86
Knee_nah_X_R1	40	7,81	4,91	24,11	40	-1,66	2,17	4,70
Knee_nah_X_R2	40	11,02	7,39	54,61	41	-3,64	4,48	20,11
Knee_nah_X_R3	40	2,84	1,97	3,88	39	-5,07	2,91	8,47
Knee_nah_X_R4	40	3,11	2,42	5,87	41	-14,10	7,33	53,69
Knee_nah_X_R5	41	4,54	2,86	8,19	41	-14,63	6,57	43,18
Knee_nah_X_R6	41	5,67	3,50	12,22	41	-12,58	4,93	24,28
Mal_fern_X_R1	41	0,78	0,56	0,31	41	-0,49	0,42	0,18
Mal_fern_X_R2	41	1,08	0,79	0,63	41	-0,79	0,53	0,28
Mal_fern_X_R3	41	0,26	0,15	0,02	41	-1,06	0,57	0,33
Mal_fern_X_R4	41	0,40	0,22	0,05	41	-2,58	1,23	1,51
Mal_fern_X_R5	41	0,50	0,34	0,11	41	-2,64	1,22	1,49
Mal_fern_X_R6	41	0,46	0,30	0,09	41	-3,15	1,59	2,52
Mal_nah_X_R1	39	0,45	0,40	0,16	41	-0,86	0,46	0,21
Mal_nah_X_R2	38	0,58	0,63	0,39	41	-1,26	0,61	0,38
Mal_nah_X_R3	41	0,66	0,35	0,12	41	-0,28	0,28	0,08
Mal_nah_X_R4	41	1,02	0,66	0,44	39	-0,94	0,79	0,62
Mal_nah_X_R5	41	0,95	0,39	0,15	41	-1,27	0,79	0,63
Mal_nah_X_R6	41	1,05	0,55	0,31	41	-1,05	0,64	0,41

Tabelle 23 **Deskriptive Statistik – untere Extremität – sagittale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Tro_fern_X_R1	41	0,61	0,34	0,11	41	0,69	0,71	0,51
Tro_fern_X_R2	41	0,55	0,39	0,16	41	0,52	0,64	0,41
Tro_fern_X_R3	41	1,02	0,88	0,78	41	1,20	1,55	2,41
Tro_fern_X_R4	41	0,80	0,90	0,81	41	1,70	1,57	2,47
Tro_fern_X_R5	41	0,48	0,19	0,04	41	0,51	0,51	0,26
Tro_fern_X_R6	41	0,50	0,29	0,08	41	0,48	0,47	0,22
Tro_nah_X_R1	41	0,42	0,11	0,01	41	0,17	0,41	0,17
Tro_nah_X_R2	41	0,40	0,10	0,01	41	0,14	0,37	0,14
Tro_nah_X_R3	41	1,78	1,40	1,96	41	0,46	0,59	0,34
Tro_nah_X_R4	41	1,39	1,64	2,69	41	0,48	0,40	0,16
Tro_nah_X_R5	41	0,66	0,24	0,06	41	0,27	0,05	0,00
Tro_nah_X_R6	41	0,58	0,25	0,06	41	0,24	0,18	0,03
Knee_fern_X_R1	41	0,58	0,32	0,10	41	0,20	0,20	0,04
Knee_fern_X_R2	41	0,83	0,58	0,34	41	0,37	0,56	0,31
Knee_fern_X_R3	41	1,39	1,22	1,50	41	0,36	0,18	0,03
Knee_fern_X_R4	41	1,13	1,48	2,18	41	0,31	0,20	0,04
Knee_fern_X_R5	41	0,55	0,36	0,13	41	0,27	0,06	0,00
Knee_fern_X_R6	41	0,59	0,45	0,20	41	0,37	0,57	0,32
Knee_nah_X_R1	41	0,45	0,21	0,04	41	0,34	0,52	0,27
Knee_nah_X_R2	41	0,50	0,42	0,17	41	0,31	0,51	0,26
Knee_nah_X_R3	41	1,35	1,28	1,65	41	0,53	0,89	0,80
Knee_nah_X_R4	41	1,08	1,29	1,66	41	0,42	0,54	0,29
Knee_nah_X_R5	41	0,54	0,34	0,11	41	0,33	0,08	0,01
Knee_nah_X_R6	41	0,55	0,31	0,10	41	0,29	0,17	0,03
Mal_fern_X_R1	41	0,51	0,46	0,21	41	0,25	0,29	0,08
Mal_fern_X_R2	41	0,71	0,64	0,41	41	0,25	0,28	0,08
Mal_fern_X_R3	41	1,14	1,38	1,90	41	0,27	0,11	0,01
Mal_fern_X_R4	41	0,64	1,13	1,27	41	0,38	0,55	0,30
Mal_fern_X_R5	41	0,37	0,36	0,13	41	0,28	0,04	0,00
Mal_fern_X_R6	41	0,29	0,33	0,11	41	0,27	0,07	0,01
Mal_nah_X_R1	41	0,42	0,38	0,15	41	0,28	0,37	0,14
Mal_nah_X_R2	41	0,44	0,55	0,30	41	0,24	0,28	0,08
Mal_nah_X_R3	41	0,56	0,74	0,55	41	0,81	1,19	1,42
Mal_nah_X_R4	41	0,79	0,99	0,98	41	0,34	0,56	0,31
Mal_nah_X_R5	41	0,30	0,26	0,07	41	0,41	0,27	0,07
Mal_nah_X_R6	41	0,28	0,21	0,04	41	0,33	0,28	0,08

Tabelle 24 Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – untere Extremität – sagittale Bewegungsrichtung

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Shoulder_fern_Y_R1	41	36,32	8,44	71,27	38	-0,45	1,19	1,42
Shoulder_fern_Y_R2	41	49,49	13,04	170,16	34	-0,12	0,21	0,04
Shoulder_fern_Y_R3	35	1,29	1,84	3,38	41	-25,92	8,31	69,03
Shoulder_fern_Y_R4	37	2,27	3,49	12,20	41	-59,13	16,44	270,36
Shoulder_fern_Y_R5	39	6,60	5,24	27,45	41	-52,15	12,47	155,55
Shoulder_fern_Y_R6	39	10,85	6,53	42,67	41	-37,43	8,25	68,13
Shoulder_nah_Y_R1	41	43,21	9,82	96,42	41	-1,04	1,53	2,33
Shoulder_nah_Y_R2	41	59,08	13,57	184,06	41	-0,83	0,74	0,54
Shoulder_nah_Y_R3	40	2,43	2,62	6,85	41	-22,84	7,52	56,53
Shoulder_nah_Y_R4	41	2,97	3,89	15,14	41	-49,22	13,93	194,06
Shoulder_nah_Y_R5	40	11,21	8,21	67,45	41	-43,93	10,60	112,30
Shoulder_nah_Y_R6	41	16,31	10,33	106,65	41	-29,69	6,96	48,49
Elb_fern_Y_R1	41	4,18	4,57	20,91	40	-8,58	4,82	23,28
Elb_fern_Y_R2	39	6,46	7,02	49,21	40	-10,50	5,91	34,94
Elb_fern_Y_R3	41	12,16	4,99	24,93	39	-2,28	3,42	11,67
Elb_fern_Y_R4	41	20,16	7,91	62,64	40	-3,42	5,21	27,14
Elb_fern_Y_R5	41	20,45	7,68	58,91	40	-6,65	5,37	28,82
Elb_fern_Y_R6	41	19,15	6,99	48,90	41	-4,16	3,52	12,36
Elb_nah_Y_R1	35	2,34	4,26	18,17	41	-21,79	8,83	77,95
Elb_nah_Y_R2	36	5,61	7,51	56,37	41	-25,93	11,63	135,18
Elb_nah_Y_R3	41	11,74	4,79	22,97	38	-2,64	3,30	10,92
Elb_nah_Y_R4	41	16,14	7,56	57,18	37	-6,76	7,01	49,07
Elb_nah_Y_R5	41	15,67	7,62	58,12	40	-15,56	8,93	79,71
Elb_nah_Y_R6	41	14,88	7,08	50,14	41	-15,65	9,81	96,26
Hand_fern_Y_R1	33	4,34	5,93	35,22	41	-23,83	7,11	50,49
Hand_fern_Y_R2	32	5,69	7,91	62,52	41	-29,69	8,44	71,17
Hand_fern_Y_R3	41	22,92	7,96	63,44	35	-1,62	2,98	8,85
Hand_fern_Y_R4	41	46,84	13,22	174,79	31	-0,92	1,32	1,75
Hand_fern_Y_R5	41	42,19	11,00	121,03	41	-8,47	6,49	42,14
Hand_fern_Y_R6	41	29,83	8,44	71,24	39	-6,85	5,27	27,78
Hand_nah_Y_R1	12	0,48	1,35	1,82	41	-43,29	20,32	412,98
Hand_nah_Y_R2	17	2,15	4,02	16,19	41	-53,39	24,97	623,27
Hand_nah_Y_R3	41	16,17	6,36	40,42	34	-2,73	2,69	7,22
Hand_nah_Y_R4	41	24,62	6,47	41,89	37	-1,59	2,11	4,46
Hand_nah_Y_R5	41	24,83	6,86	47,10	41	-20,84	14,53	211,22
Hand_nah_Y_R6	41	21,64	8,04	64,71	41	-21,30	18,59	345,72

Tabelle 25 **Deskriptive Statistik – obere Extremität – transversale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Shoulder_fern_Y_R1	41	0,31	0,07	0,00	41	0,30	0,65	0,42
Shoulder_fern_Y_R2	41	0,35	0,27	0,07	41	0,13	0,40	0,16
Shoulder_fern_Y_R3	41	1,46	1,63	2,64	41	0,28	0,08	0,01
Shoulder_fern_Y_R4	41	1,69	1,79	3,21	41	0,34	0,08	0,01
Shoulder_fern_Y_R5	41	0,56	0,35	0,12	41	0,27	0,02	0,00
Shoulder_fern_Y_R6	41	0,55	0,27	0,07	41	0,20	0,02	0,00
Shoulder_nah_Y_R1	41	0,30	0,07	0,00	41	0,39	0,71	0,51
Shoulder_nah_Y_R2	41	0,33	0,27	0,07	41	0,29	0,63	0,39
Shoulder_nah_Y_R3	41	1,52	1,57	2,45	41	0,28	0,09	0,01
Shoulder_nah_Y_R4	41	1,80	1,71	2,92	41	0,36	0,10	0,01
Shoulder_nah_Y_R5	41	0,59	0,30	0,09	41	0,27	0,02	0,00
Shoulder_nah_Y_R6	41	0,56	0,22	0,05	41	0,19	0,02	0,00
Elb_fern_Y_R1	41	0,48	0,38	0,15	41	0,78	0,63	0,40
Elb_fern_Y_R2	41	0,49	0,41	0,17	41	0,73	0,65	0,43
Elb_fern_Y_R3	41	0,50	0,75	0,56	41	1,27	1,50	2,24
Elb_fern_Y_R4	41	0,31	0,08	0,01	41	0,78	1,12	1,26
Elb_fern_Y_R5	41	0,32	0,08	0,01	41	0,82	0,44	0,19
Elb_fern_Y_R6	41	0,30	0,07	0,00	41	0,98	0,52	0,27
Elb_nah_Y_R1	41	0,35	0,48	0,23	41	0,27	0,26	0,07
Elb_nah_Y_R2	41	0,49	0,48	0,23	41	0,23	0,06	0,00
Elb_nah_Y_R3	41	0,47	0,81	0,66	41	1,18	1,46	2,13
Elb_nah_Y_R4	41	0,49	0,87	0,76	41	0,66	1,00	0,99
Elb_nah_Y_R5	41	0,20	0,20	0,04	41	0,53	0,20	0,04
Elb_nah_Y_R6	41	0,17	0,02	0,00	41	0,51	0,34	0,11
Hand_fern_Y_R1	41	0,47	0,49	0,24	41	0,41	0,26	0,07
Hand_fern_Y_R2	41	0,49	0,52	0,27	41	0,41	0,25	0,06
Hand_fern_Y_R3	41	0,38	0,06	0,00	41	1,23	1,54	2,36
Hand_fern_Y_R4	41	0,40	0,05	0,00	41	1,35	1,76	3,09
Hand_fern_Y_R5	41	0,36	0,04	0,00	41	0,81	0,31	0,10
Hand_fern_Y_R6	41	0,32	0,05	0,00	41	0,81	0,47	0,22
Hand_nah_Y_R1	41	0,04	0,15	0,02	41	0,29	0,05	0,00
Hand_nah_Y_R2	41	0,19	0,44	0,20	41	0,29	0,06	0,00
Hand_nah_Y_R3	41	0,21	0,08	0,01	41	1,80	1,58	2,49
Hand_nah_Y_R4	41	0,24	0,08	0,01	41	1,03	1,53	2,35
Hand_nah_Y_R5	41	0,21	0,06	0,00	41	0,59	0,19	0,04
Hand_nah_Y_R6	41	0,18	0,05	0,00	41	0,57	0,31	0,10

Tabelle 26 Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – obere Extremität – transversale Bewegungsrichtung

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Head_fern_Y_R1	41	47,18	11,21	125,57	37	-0,52	1,13	1,27
Head_fern_Y_R2	41	65,31	16,91	286,06	34	-0,19	0,46	0,21
Head_fern_Y_R3	36	2,27	2,91	8,48	41	-31,01	10,35	107,22
Head_fern_Y_R4	35	4,25	6,75	45,52	41	-72,53	20,00	400,12
Head_fern_Y_R5	37	7,77	7,07	50,01	41	-64,83	15,85	251,13
Head_fern_Y_R6	39	14,50	9,79	95,86	41	-42,37	10,35	107,19
Head_front_Y_R1	41	37,31	15,83	250,60	41	-3,36	2,56	6,56
Head_front_Y_R2	41	53,47	22,46	504,30	39	-3,19	2,66	7,10
Head_front_Y_R3	40	5,39	4,30	18,53	41	-23,00	12,15	147,57
Head_front_Y_R4	41	8,68	4,79	22,93	41	-58,45	23,97	574,34
Head_front_Y_R5	41	9,73	6,41	41,07	41	-56,20	22,00	483,96
Head_front_Y_R6	41	15,61	9,86	97,12	41	-35,53	15,73	247,37
Head_nah_Y_R1	39	47,79	10,91	119,04	37	-0,53	1,17	1,37
Head_nah_Y_R2	39	65,97	16,01	256,33	29	-0,17	0,49	0,24
Head_nah_Y_R3	34	2,27	2,50	6,24	39	-30,99	10,20	104,00
Head_nah_Y_R4	34	3,55	4,61	21,21	39	-71,64	19,01	361,33
Head_nah_Y_R5	35	8,01	7,22	52,15	39	-63,66	15,63	244,38
Head_nah_Y_R6	37	14,43	9,53	90,90	39	-42,24	10,74	115,35
Head_rear_Y_R1	41	58,58	13,76	189,38	35	-0,64	1,57	2,48
Head_rear_Y_R2	41	79,34	18,77	352,41	33	-0,33	1,01	1,02
Head_rear_Y_R3	34	2,29	3,12	9,72	41	-38,63	11,51	132,43
Head_rear_Y_R4	33	3,58	5,50	30,23	41	-84,79	21,07	443,85
Head_rear_Y_R5	39	9,53	8,32	69,26	41	-75,83	17,11	292,92
Head_rear_Y_R6	39	16,51	11,18	124,92	41	-52,66	10,48	109,78

Tabelle 27 **Deskriptive Statistik – Kopf – transversale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Head_fern_Y_R1	41	0,34	0,07	0,00	41	0,35	0,69	0,48
Head_fern_Y_R2	41	0,34	0,05	0,00	41	0,11	0,35	0,12
Head_fern_Y_R3	41	1,63	1,61	2,58	41	0,30	0,08	0,01
Head_fern_Y_R4	41	1,98	1,77	3,12	41	0,35	0,08	0,01
Head_fern_Y_R5	41	0,53	0,38	0,14	41	0,28	0,02	0,00
Head_fern_Y_R6	41	0,57	0,29	0,08	41	0,23	0,02	0,00
Head_front_Y_R1	41	0,40	0,20	0,04	41	0,53	0,70	0,49
Head_front_Y_R2	41	0,38	0,08	0,01	41	0,27	0,53	0,29
Head_front_Y_R3	41	1,63	1,53	2,34	41	0,36	0,29	0,08
Head_front_Y_R4	41	2,00	1,66	2,75	41	0,36	0,09	0,01
Head_front_Y_R5	41	0,44	0,34	0,11	41	0,32	0,04	0,00
Head_front_Y_R6	41	0,50	0,28	0,08	41	0,26	0,03	0,00
Head_nah_Y_R1	41	0,32	0,10	0,01	41	0,38	0,71	0,50
Head_nah_Y_R2	41	0,32	0,09	0,01	41	0,07	0,24	0,06
Head_nah_Y_R3	41	1,65	1,66	2,76	41	0,29	0,10	0,01
Head_nah_Y_R4	41	1,82	1,79	3,22	41	0,33	0,11	0,01
Head_nah_Y_R5	41	0,51	0,39	0,15	41	0,27	0,07	0,00
Head_nah_Y_R6	41	0,50	0,31	0,10	41	0,22	0,05	0,00
Head_rear_Y_R1	41	0,31	0,06	0,00	41	0,17	0,47	0,22
Head_rear_Y_R2	41	0,31	0,05	0,00	41	0,11	0,33	0,11
Head_rear_Y_R3	41	1,36	1,61	2,59	41	0,32	0,28	0,08
Head_rear_Y_R4	41	1,79	1,77	3,15	41	0,34	0,08	0,01
Head_rear_Y_R5	41	0,56	0,36	0,13	41	0,27	0,02	0,00
Head_rear_Y_R6	41	0,53	0,28	0,08	41	0,21	0,02	0,00

Tabelle 28 *Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Kopf – transversale Bewegungsrichtung*

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
C5_Y_R1	37	51,31	11,23	126,17	34	-0,35	0,84	0,70
C5_Y_R2	37	70,33	16,10	259,34	29	-0,20	0,57	0,32
C5_Y_R3	30	2,50	4,51	20,33	37	-33,89	10,05	101,07
C5_Y_R4	31	3,17	5,16	26,58	37	-72,48	18,57	344,87
C5_Y_R5	35	8,56	8,14	66,27	37	-64,75	14,24	202,81
C5_Y_R6	35	15,48	11,44	130,97	37	-44,14	8,12	65,96
C7_Y_R1	37	46,22	9,33	87,03	36	-0,23	0,51	0,26
C7_Y_R2	37	63,53	14,05	197,46	30	-0,10	0,17	0,03
C7_Y_R3	31	1,80	2,45	5,98	37	-29,04	9,31	86,63
C7_Y_R4	33	2,43	4,28	18,34	37	-63,94	16,41	269,39
C7_Y_R5	35	8,96	7,27	52,85	37	-55,03	11,71	137,14
C7_Y_R6	35	14,31	9,14	83,61	37	-37,35	7,45	55,49
B2_Y_R1	40	39,57	9,25	85,54	39	-0,51	1,35	1,82
B2_Y_R2	40	54,75	13,44	180,61	34	-0,18	0,68	0,46
B2_Y_R3	34	1,54	1,87	3,49	40	-23,52	8,35	69,75
B2_Y_R4	38	2,17	3,64	13,23	40	-53,78	14,86	220,84
B2_Y_R5	39	7,75	5,55	30,86	40	-46,44	11,21	125,73
B2_Y_R6	38	12,89	7,73	59,78	40	-30,74	7,42	55,08
B4_Y_R1	41	30,78	7,60	57,73	40	-0,93	1,69	2,86
B4_Y_R2	41	43,80	12,23	149,57	29	-0,45	1,22	1,50
B4_Y_R3	36	2,21	2,21	4,89	41	-17,98	7,01	49,19
B4_Y_R4	37	2,94	3,41	11,64	41	-42,62	13,56	183,87
B4_Y_R5	40	6,32	4,39	19,31	41	-36,42	10,20	103,97
B4_Y_R6	39	11,20	6,02	36,28	41	-23,25	7,01	49,08
B6_Y_R1	41	23,28	6,58	43,30	39	-0,97	1,45	2,09
B6_Y_R2	41	33,22	10,12	102,39	37	-0,40	1,01	1,02
B6_Y_R3	38	2,20	2,24	5,03	41	-13,29	5,73	32,87
B6_Y_R4	40	3,22	3,37	11,33	41	-31,95	11,03	121,66
B6_Y_R5	39	4,91	3,54	12,52	41	-26,47	8,08	65,35
B6_Y_R6	39	9,18	4,80	23,09	41	-16,67	5,71	32,64

Tabelle 29 **Deskriptive Statistik – obere Wirbelsäule – transversale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
C5_Y_R1	41	0,27	0,10	0,01	41	0,28	0,60	0,36
C5_Y_R2	41	0,27	0,10	0,01	41	0,05	0,20	0,04
C5_Y_R3	41	0,86	1,38	1,89	41	0,26	0,12	0,01
C5_Y_R4	41	1,41	1,77	3,14	41	0,31	0,13	0,02
C5_Y_R5	41	0,47	0,39	0,15	41	0,24	0,08	0,01
C5_Y_R6	41	0,47	0,31	0,10	41	0,17	0,06	0,00
C7_Y_R1	41	0,26	0,09	0,01	41	0,16	0,46	0,21
C7_Y_R2	41	0,27	0,10	0,01	41	0,06	0,27	0,07
C7_Y_R3	41	1,35	1,66	2,76	41	0,25	0,10	0,01
C7_Y_R4	41	1,40	1,77	3,13	41	0,33	0,14	0,02
C7_Y_R5	41	0,51	0,37	0,14	41	0,24	0,08	0,01
C7_Y_R6	41	0,49	0,28	0,08	41	0,16	0,06	0,00
B2_Y_R1	41	0,30	0,08	0,01	41	0,24	0,56	0,32
B2_Y_R2	41	0,34	0,27	0,07	41	0,06	0,27	0,07
B2_Y_R3	41	1,41	1,67	2,78	41	0,29	0,12	0,01
B2_Y_R4	41	1,57	1,75	3,05	41	0,36	0,11	0,01
B2_Y_R5	41	0,61	0,35	0,12	41	0,27	0,04	0,00
B2_Y_R6	41	0,55	0,26	0,07	41	0,19	0,04	0,00
B4_Y_R1	41	0,32	0,07	0,00	41	0,58	0,81	0,65
B4_Y_R2	41	0,36	0,26	0,07	41	0,17	0,47	0,22
B4_Y_R3	41	1,75	1,63	2,65	41	0,32	0,10	0,01
B4_Y_R4	41	2,10	1,74	3,04	41	0,39	0,11	0,01
B4_Y_R5	41	0,60	0,32	0,10	41	0,28	0,02	0,00
B4_Y_R6	41	0,57	0,25	0,06	41	0,21	0,02	0,00
B6_Y_R1	41	0,34	0,09	0,01	41	0,62	0,81	0,65
B6_Y_R2	41	0,34	0,11	0,01	41	0,33	0,67	0,45
B6_Y_R3	41	1,71	1,62	2,61	41	0,42	0,49	0,24
B6_Y_R4	41	2,28	1,69	2,86	41	0,42	0,11	0,01
B6_Y_R5	41	0,59	0,33	0,11	41	0,29	0,02	0,00
B6_Y_R6	41	0,59	0,26	0,07	41	0,23	0,02	0,00

Tabelle 30 **Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – obere Wirbelsäule – transversale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
B8_Y_R1	41	16,35	6,00	36,01	41	-1,23	1,55	2,39
B8_Y_R2	41	23,85	9,33	87,00	38	-0,68	0,93	0,86
B8_Y_R3	40	2,55	2,36	5,55	41	-9,28	4,33	18,78
B8_Y_R4	40	3,84	2,99	8,93	41	-22,50	9,38	87,90
B8_Y_R5	40	3,42	2,92	8,50	41	-17,73	6,56	43,00
B8_Y_R6	41	6,97	4,33	18,75	41	-11,09	4,36	18,99
B10_Y_R1	41	10,56	5,19	26,94	41	-1,63	1,68	2,83
B10_Y_R2	41	15,93	7,86	61,79	41	-1,18	1,15	1,33
B10_Y_R3	41	2,82	2,19	4,79	41	-6,52	3,52	12,40
B10_Y_R4	41	4,61	2,52	6,36	41	-14,46	7,17	51,45
B10_Y_R5	41	3,46	2,04	4,15	41	-10,96	4,85	23,53
B10_Y_R6	41	5,23	2,92	8,50	41	-7,06	2,89	8,37
B12_Y_R1	41	7,30	5,06	25,65	41	-2,53	1,62	2,63
B12_Y_R2	41	11,04	7,12	50,65	41	-2,74	1,87	3,50
B12_Y_R3	41	3,21	1,98	3,92	41	-4,98	3,59	12,92
B12_Y_R4	41	6,19	2,15	4,64	41	-8,83	5,60	31,32
B12_Y_R5	41	4,95	1,77	3,13	41	-7,58	3,83	14,70
B12_Y_R6	41	5,47	2,54	6,45	41	-4,61	2,73	7,43
L2_Y_R1	40	6,30	4,64	21,55	41	-3,90	1,77	3,13
L2_Y_R2	38	9,38	6,26	39,25	41	-4,80	2,19	4,80
L2_Y_R3	41	4,15	1,88	3,52	39	-4,34	3,66	13,40
L2_Y_R4	41	8,36	2,64	6,97	39	-5,36	4,50	20,26
L2_Y_R5	41	7,19	2,19	4,78	41	-7,58	3,76	14,15
L2_Y_R6	41	6,62	2,06	4,23	41	-4,86	4,03	16,25
L4_Y_R1	38	6,39	4,67	21,78	39	-4,64	1,90	3,63
L4_Y_R2	37	9,24	6,36	40,39	39	-5,72	2,45	6,02
L4_Y_R3	39	4,57	2,35	5,54	37	-4,22	3,34	11,18
L4_Y_R4	39	10,22	3,85	14,83	36	-3,95	3,53	12,49
L4_Y_R5	39	8,51	3,26	10,65	39	-7,45	4,20	17,65
L4_Y_R6	39	7,36	2,79	7,77	38	-5,32	3,89	15,14

Tabelle 31 **Deskriptive Statistik – untere Wirbelsäule – transversale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
B8_Y_R1	41	0,40	0,15	0,02	41	0,75	0,80	0,65
B8_Y_R2	41	0,40	0,27	0,07	41	0,37	0,65	0,42
B8_Y_R3	41	1,98	1,61	2,59	41	0,53	0,70	0,49
B8_Y_R4	41	2,54	1,58	2,49	41	0,46	0,12	0,01
B8_Y_R5	41	0,51	0,37	0,14	41	0,31	0,02	0,00
B8_Y_R6	41	0,62	0,28	0,08	41	0,24	0,02	0,00
B10_Y_R1	41	0,52	0,28	0,08	41	0,50	0,67	0,44
B10_Y_R2	41	0,50	0,29	0,08	41	0,19	0,33	0,11
B10_Y_R3	41	1,85	1,60	2,56	41	0,66	0,72	0,52
B10_Y_R4	41	2,37	1,54	2,36	41	0,56	0,20	0,04
B10_Y_R5	41	0,43	0,34	0,12	41	0,41	0,25	0,06
B10_Y_R6	41	0,49	0,31	0,09	41	0,46	0,44	0,20
B12_Y_R1	41	0,66	0,35	0,12	41	0,42	0,56	0,32
B12_Y_R2	41	0,69	0,41	0,17	41	0,26	0,40	0,16
B12_Y_R3	41	1,35	1,54	2,37	41	0,89	0,82	0,67
B12_Y_R4	41	1,50	1,57	2,47	41	0,83	0,65	0,42
B12_Y_R5	41	0,23	0,18	0,03	41	0,61	0,37	0,14
B12_Y_R6	41	0,34	0,27	0,07	41	0,61	0,50	0,25
L2_Y_R1	41	0,99	0,55	0,30	41	0,26	0,31	0,10
L2_Y_R2	41	0,85	0,49	0,24	41	0,23	0,28	0,08
L2_Y_R3	41	1,26	1,55	2,41	41	1,12	1,00	0,99
L2_Y_R4	41	0,88	1,25	1,56	41	0,97	0,99	0,99
L2_Y_R5	41	0,22	0,11	0,01	41	0,72	0,38	0,14
L2_Y_R6	41	0,26	0,23	0,05	41	0,75	0,48	0,23
L4_Y_R1	41	1,01	0,60	0,35	41	0,25	0,15	0,02
L4_Y_R2	41	0,98	0,58	0,33	41	0,24	0,28	0,08
L4_Y_R3	41	1,34	1,58	2,49	41	1,21	1,01	1,01
L4_Y_R4	41	0,73	1,11	1,24	41	0,90	1,04	1,07
L4_Y_R5	41	0,21	0,07	0,00	41	0,64	0,33	0,11
L4_Y_R6	41	0,25	0,19	0,04	41	0,81	0,51	0,26

Tabelle 32 **Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – untere Wirbelsäule – transversale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Sias_fern_Y_R1	33	2,58	2,74	7,50	41	-13,72	3,66	13,37
Sias_fern_Y_R2	37	3,15	3,80	14,42	41	-18,37	4,87	23,70
Sias_fern_Y_R3	41	8,38	2,71	7,35	36	-2,04	2,49	6,18
Sias_fern_Y_R4	41	18,06	4,92	24,21	34	-2,69	4,87	23,75
Sias_fern_Y_R5	41	17,04	3,96	15,70	41	-7,26	4,18	17,45
Sias_fern_Y_R6	41	12,71	2,84	8,04	41	-5,95	3,51	12,33
Sias_nah_Y_R1	34	2,08	2,38	5,66	41	-13,75	4,00	16,04
Sias_nah_Y_R2	30	3,35	3,44	11,86	41	-17,95	4,97	24,75
Sias_nah_Y_R3	41	8,89	2,66	7,07	37	-1,74	2,10	4,40
Sias_nah_Y_R4	41	19,49	4,85	23,55	36	-2,02	2,48	6,16
Sias_nah_Y_R5	41	18,07	4,13	17,03	41	-6,98	3,60	12,98
Sias_nah_Y_R6	41	14,45	3,08	9,47	41	-5,84	2,98	8,87
Sips_fern_Y_R1	38	6,40	4,54	20,65	40	-4,90	1,89	3,58
Sips_fern_Y_R2	38	9,18	5,98	35,82	40	-6,15	2,53	6,39
Sips_fern_Y_R3	40	4,51	2,34	5,47	40	-4,10	3,32	11,01
Sips_fern_Y_R4	40	10,73	4,44	19,70	38	-4,24	3,66	13,41
Sips_fern_Y_R5	40	9,43	3,85	14,79	40	-8,00	4,09	16,70
Sips_fern_Y_R6	40	7,96	3,44	11,84	40	-5,26	3,11	9,64
Sips_nah_Y_R1	37	6,18	3,96	15,71	40	-5,02	1,80	3,25
Sips_nah_Y_R2	38	8,81	5,36	28,71	40	-6,36	2,54	6,47
Sips_nah_Y_R3	40	4,86	2,59	6,72	39	-3,91	3,23	10,43
Sips_nah_Y_R4	40	11,53	4,59	21,10	35	-3,76	3,08	9,50
Sips_nah_Y_R5	40	10,12	3,90	15,19	40	-7,39	3,67	13,45
Sips_nah_Y_R6	40	8,22	3,62	13,08	40	-4,79	2,88	8,29

Tabelle 33 **Deskriptive Statistik – Becken – transversale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Sias_fern_Y_R1	41	0,78	0,68	0,46	41	0,29	0,04	0,00
Sias_fern_Y_R2	41	0,85	0,77	0,60	41	0,29	0,04	0,00
Sias_fern_Y_R3	41	0,37	0,57	0,33	41	1,14	1,24	1,53
Sias_fern_Y_R4	41	0,32	0,20	0,04	41	0,94	1,28	1,64
Sias_fern_Y_R5	41	0,27	0,03	0,00	41	0,65	0,28	0,08
Sias_fern_Y_R6	41	0,22	0,03	0,00	41	0,60	0,37	0,14
Sias_nah_Y_R1	41	0,76	0,71	0,51	41	0,30	0,05	0,00
Sias_nah_Y_R2	41	0,73	0,73	0,53	41	0,29	0,04	0,00
Sias_nah_Y_R3	41	0,29	0,12	0,01	41	1,21	1,29	1,65
Sias_nah_Y_R4	41	0,33	0,19	0,04	41	0,97	1,29	1,67
Sias_nah_Y_R5	41	0,26	0,03	0,00	41	0,70	0,31	0,10
Sias_nah_Y_R6	41	0,22	0,02	0,00	41	0,69	0,41	0,17
Sips_fern_Y_R1	41	1,01	0,59	0,34	41	0,24	0,12	0,01
Sips_fern_Y_R2	41	1,00	0,53	0,29	41	0,27	0,27	0,07
Sips_fern_Y_R3	41	1,27	1,55	2,40	41	1,35	0,97	0,94
Sips_fern_Y_R4	41	0,50	0,80	0,63	41	0,95	1,00	1,01
Sips_fern_Y_R5	41	0,24	0,06	0,00	41	0,65	0,31	0,10
Sips_fern_Y_R6	41	0,28	0,21	0,04	41	0,73	0,46	0,21
Sips_nah_Y_R1	41	0,92	0,56	0,31	41	0,25	0,14	0,02
Sips_nah_Y_R2	41	0,93	0,55	0,30	41	0,26	0,27	0,07
Sips_nah_Y_R3	41	1,19	1,50	2,26	41	1,39	1,10	1,21
Sips_nah_Y_R4	41	0,48	0,78	0,61	41	0,84	0,92	0,85
Sips_nah_Y_R5	41	0,24	0,06	0,00	41	0,64	0,33	0,11
Sips_nah_Y_R6	41	0,28	0,21	0,04	41	0,73	0,48	0,23

Tabelle 34 **Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Becken – transversale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Tro_fern_Y_R1	35	2,52	2,87	8,21	41	-12,11	3,07	9,42
Tro_fern_Y_R2	34	3,46	4,29	18,37	41	-16,24	3,82	14,59
Tro_fern_Y_R3	41	8,11	2,64	6,99	36	-1,95	2,19	4,81
Tro_fern_Y_R4	41	19,18	5,08	25,78	35	-1,63	2,15	4,61
Tro_fern_Y_R5	41	17,82	4,45	19,84	41	-7,43	3,58	12,81
Tro_fern_Y_R6	41	12,78	2,97	8,85	41	-5,44	3,15	9,89
Tro_nah_Y_R1	37	2,10	2,49	6,20	41	-11,84	2,66	7,09
Tro_nah_Y_R2	33	3,32	3,94	15,52	41	-15,75	3,54	12,55
Tro_nah_Y_R3	41	8,06	2,62	6,88	40	-1,73	1,99	3,96
Tro_nah_Y_R4	41	18,81	4,50	20,27	35	-1,60	1,98	3,92
Tro_nah_Y_R5	41	17,26	4,23	17,92	41	-7,39	3,43	11,79
Tro_nah_Y_R6	41	11,95	2,74	7,48	41	-5,55	3,28	10,73
Knee_fern_Y_R1	35	1,86	1,78	3,18	41	-6,4	2,3	9,93
Knee_fern_Y_R2	36	2,37	2,38	5,66	39	-9,3	3,2	2,16
Knee_fern_Y_R3	41	5,13	1,56	2,43	33	-1,2	1,5	2,24
Knee_fern_Y_R4	41	11,76	2,81	7,92	41	-1,2	1,5	5,25
Knee_fern_Y_R5	41	11,31	2,62	6,89	41	-4,3	2,3	2,98
Knee_fern_Y_R6	41	9,34	2,02	4,09	41	-3,1	1,7	5,88
Knee_nah_Y_R1	40	1,89	1,98	3,94	41	-7,0	2,4	5,28
Knee_nah_Y_R2	38	2,88	2,86	8,20	40	-9,5	2,6	7,02
Knee_nah_Y_R3	41	4,44	1,49	2,22	40	-1,5	1,5	2,25
Knee_nah_Y_R4	41	11,85	3,52	12,36	38	-1,2	1,5	2,13
Knee_nah_Y_R5	41	11,44	3,38	11,43	41	-5,2	2,2	4,70
Knee_nah_Y_R6	41	8,72	2,14	4,60	41	-4,0	2,1	4,37
Mal_fern_Y_R1	41	1,30	0,91	0,82	39	-0,29	0,31	0,10
Mal_fern_Y_R2	41	1,82	1,08	1,17	39	-0,42	0,52	0,27
Mal_fern_Y_R3	41	1,10	0,60	0,36	40	-0,40	0,31	0,09
Mal_fern_Y_R4	41	2,69	1,55	2,42	41	-0,75	0,66	0,43
Mal_fern_Y_R5	41	3,35	1,96	3,84	41	-0,68	0,52	0,27
Mal_fern_Y_R6	41	4,94	3,15	9,94	41	-0,50	0,41	0,17
Mal_nah_Y_R1	38	0,56	0,53	0,28	41	-1,49	0,66	0,44
Mal_nah_Y_R2	40	0,94	1,04	1,08	41	-2,25	1,05	1,09
Mal_nah_Y_R3	41	0,25	0,21	0,04	41	-1,12	0,84	0,70
Mal_nah_Y_R4	41	0,64	0,53	0,28	41	-1,67	1,35	1,83
Mal_nah_Y_R5	41	0,71	0,59	0,34	41	-2,27	1,20	1,43
Mal_nah_Y_R6	41	0,60	0,62	0,38	41	-2,38	1,39	1,93

Tabelle 35 **Deskriptive Statistik – untere Extremität – transversale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Tro_fern_Y_R1	41	0,82	0,73	0,53	41	0,29	0,04	0,00
Tro_fern_Y_R2	41	0,82	0,70	0,49	41	0,28	0,03	0,00
Tro_fern_Y_R3	41	0,38	0,55	0,30	41	1,16	1,22	1,49
Tro_fern_Y_R4	41	0,33	0,18	0,03	41	0,85	1,29	1,65
Tro_fern_Y_R5	41	0,28	0,02	0,00	41	0,69	0,31	0,10
Tro_fern_Y_R6	41	0,22	0,02	0,00	41	0,69	0,42	0,17
Tro_nah_Y_R1	41	0,66	0,62	0,39	41	0,27	0,04	0,00
Tro_nah_Y_R2	41	0,67	0,71	0,50	41	0,27	0,04	0,00
Tro_nah_Y_R3	41	0,29	0,12	0,01	41	1,25	1,16	1,35
Tro_nah_Y_R4	41	0,33	0,19	0,04	41	0,82	1,19	1,41
Tro_nah_Y_R5	41	0,28	0,02	0,00	41	0,67	0,29	0,08
Tro_nah_Y_R6	41	0,22	0,03	0,00	41	0,63	0,40	0,16
Knee_fern_Y_R1	41	0,75	0,59	0,35	41	0,27	0,05	0,00
Knee_fern_Y_R2	41	0,75	0,62	0,38	41	1,20	1,29	1,67
Knee_fern_Y_R3	41	0,27	0,12	0,01	41	0,91	1,29	1,66
Knee_fern_Y_R4	41	0,32	0,18	0,03	41	0,69	0,34	0,11
Knee_fern_Y_R5	41	0,27	0,03	0,00	41	0,60	0,38	0,14
Knee_fern_Y_R6	41	0,23	0,02	0,00	41	0,28	0,07	0,01
Knee_nah_Y_R1	41	0,90	0,66	0,44	41	0,27	0,05	0,00
Knee_nah_Y_R2	41	0,89	0,70	0,50	41	0,25	0,05	0,00
Knee_nah_Y_R3	41	0,28	0,11	0,01	41	1,16	1,13	1,28
Knee_nah_Y_R4	41	0,32	0,19	0,04	41	0,99	1,18	1,40
Knee_nah_Y_R5	41	0,28	0,03	0,00	41	0,65	0,30	0,09
Knee_nah_Y_R6	41	0,24	0,02	0,00	41	0,56	0,35	0,12
Mal_fern_Y_R1	41	0,45	0,35	0,12	41	0,18	0,18	0,03
Mal_fern_Y_R2	41	0,40	0,26	0,07	41	0,21	0,38	0,14
Mal_fern_Y_R3	41	0,33	0,52	0,27	41	1,00	1,09	1,18
Mal_fern_Y_R4	41	0,26	0,04	0,00	41	1,19	1,29	1,66
Mal_fern_Y_R5	41	0,30	0,05	0,00	41	0,45	0,38	0,15
Mal_fern_Y_R6	41	0,26	0,02	0,00	41	0,24	0,23	0,05
Mal_nah_Y_R1	41	0,98	0,75	0,56	41	0,27	0,10	0,01
Mal_nah_Y_R2	41	1,03	0,74	0,55	41	0,25	0,09	0,01
Mal_nah_Y_R3	41	1,73	1,79	3,20	41	0,57	0,66	0,44
Mal_nah_Y_R4	41	0,75	1,22	1,50	41	0,62	0,57	0,33
Mal_nah_Y_R5	41	0,28	0,23	0,05	41	0,43	0,11	0,01
Mal_nah_Y_R6	41	0,25	0,24	0,06	41	0,36	0,13	0,02

Tabelle 36 *Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – untere Extremität – transversale Bewegungsrichtung*

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Shoulder_fern_Z_R1	34	0,49	0,84	0,71	41	-25,65	6,42	41,24
Shoulder_fern_Z_R2	36	0,28	0,64	0,41	41	-33,18	8,36	69,86
Shoulder_fern_Z_R3	41	15,88	3,87	14,94	34	-0,66	1,19	1,42
Shoulder_fern_Z_R4	41	28,80	5,12	26,22	36	-1,00	1,68	2,83
Shoulder_fern_Z_R5	41	27,57	4,90	23,97	39	-4,46	4,14	17,12
Shoulder_fern_Z_R6	41	24,48	3,94	15,49	40	-5,34	4,36	19,02
Shoulder_nah_Z_R1	41	38,85	6,30	39,67	40	-0,03	0,01	0,00
Shoulder_nah_Z_R2	41	52,22	10,03	100,69	40	-0,03	0,02	0,00
Shoulder_nah_Z_R3	35	2,31	3,32	11,04	41	-22,44	4,75	22,61
Shoulder_nah_Z_R4	41	2,31	3,41	11,61	41	-46,79	10,26	105,20
Shoulder_nah_Z_R5	41	17,07	8,58	73,56	41	-42,57	7,16	51,20
Shoulder_nah_Z_R6	41	19,10	9,74	94,95	41	-38,04	6,01	36,13
Elb_fern_Z_R1	33	0,26	0,56	0,31	41	-28,98	7,77	60,32
Elb_fern_Z_R2	32	0,16	0,50	0,25	41	-37,57	9,89	97,85
Elb_fern_Z_R3	41	22,59	6,55	42,90	35	-0,42	1,11	1,24
Elb_fern_Z_R4	41	47,77	11,30	127,59	33	-0,50	0,99	0,98
Elb_fern_Z_R5	41	44,35	10,02	100,44	38	-3,56	4,26	18,15
Elb_fern_Z_R6	41	36,17	6,05	36,62	39	-4,80	4,40	19,37
Elb_nah_Z_R1	41	49,26	9,05	81,91	40	-0,18	0,59	0,35
Elb_nah_Z_R2	41	66,32	12,35	152,55	41	-0,12	0,19	0,04
Elb_nah_Z_R3	36	2,92	3,83	14,64	41	-22,80	4,35	18,94
Elb_nah_Z_R4	36	3,64	4,38	19,21	41	-46,60	8,91	79,33
Elb_nah_Z_R5	41	22,52	10,52	110,66	41	-43,66	7,11	50,58
Elb_nah_Z_R6	41	25,46	11,76	138,36	41	-41,26	6,18	38,13
Hand_fern_Z_R1	34	0,58	1,06	1,13	41	-33,34	8,35	69,69
Hand_fern_Z_R2	30	0,38	0,82	0,68	41	-43,87	11,09	122,96
Hand_fern_Z_R3	41	25,14	7,99	63,79	34	-1,01	1,73	2,99
Hand_fern_Z_R4	41	57,72	15,03	226,01	36	-1,49	2,33	5,41
Hand_fern_Z_R5	41	51,34	12,22	149,22	40	-5,57	4,92	24,21
Hand_fern_Z_R6	41	38,11	7,08	50,15	40	-6,54	5,13	26,28
Hand_nah_Z_R1	41	65,58	16,15	260,89	40	-0,05	0,02	0,00
Hand_nah_Z_R2	41	90,21	22,12	489,36	40	-0,05	0,03	0,00
Hand_nah_Z_R3	35	3,22	4,32	18,68	41	-26,87	6,23	38,75
Hand_nah_Z_R4	40	3,01	4,27	18,22	41	-52,94	11,26	126,87
Hand_nah_Z_R5	41	29,07	17,63	310,83	41	-48,87	9,06	82,15
Hand_nah_Z_R6	41	33,52	19,03	362,16	41	-45,01	7,76	60,29

Tabelle 37 **Deskriptive Statistik – obere Extremität – longitudinale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Shoulder_fern_Z_R1	41	0,48	0,74	0,55	41	0,28	0,05	0,00
Shoulder_fern_Z_R2	41	0,30	0,61	0,37	41	0,29	0,04	0,00
Shoulder_fern_Z_R3	41	0,22	0,03	0,00	41	1,26	1,58	2,49
Shoulder_fern_Z_R4	41	0,27	0,06	0,00	41	1,29	1,62	2,64
Shoulder_fern_Z_R5	41	0,23	0,04	0,00	41	0,61	0,38	0,14
Shoulder_fern_Z_R6	41	0,19	0,01	0,00	41	0,65	0,39	0,15
Shoulder_nah_Z_R1	41	0,25	0,05	0,00	41	0,01	0,00	0,00
Shoulder_nah_Z_R2	41	0,24	0,04	0,00	41	0,01	0,00	0,00
Shoulder_nah_Z_R3	41	1,66	1,58	2,51	41	0,23	0,28	0,08
Shoulder_nah_Z_R4	41	1,76	1,65	2,74	41	0,31	0,30	0,09
Shoulder_nah_Z_R5	41	0,53	0,13	0,02	41	0,19	0,04	0,00
Shoulder_nah_Z_R6	41	0,48	0,11	0,01	41	0,14	0,01	0,00
Elb_fern_Z_R1	41	0,18	0,46	0,21	41	0,31	0,21	0,04
Elb_fern_Z_R2	41	0,14	0,41	0,17	41	0,33	0,22	0,05
Elb_fern_Z_R3	41	0,25	0,05	0,00	41	0,81	1,40	1,96
Elb_fern_Z_R4	41	0,30	0,06	0,00	41	0,86	1,49	2,22
Elb_fern_Z_R5	41	0,26	0,04	0,00	41	0,55	0,48	0,23
Elb_fern_Z_R6	41	0,20	0,02	0,00	41	0,58	0,39	0,15
Elb_nah_Z_R1	41	0,26	0,05	0,00	41	0,10	0,38	0,14
Elb_nah_Z_R2	41	0,25	0,05	0,00	41	0,10	0,39	0,15
Elb_nah_Z_R3	41	1,35	1,54	2,36	41	0,18	0,05	0,00
Elb_nah_Z_R4	41	1,64	1,61	2,60	41	0,33	0,44	0,19
Elb_nah_Z_R5	41	0,54	0,10	0,01	41	0,17	0,04	0,00
Elb_nah_Z_R6	41	0,49	0,11	0,01	41	0,13	0,00	0,00
Hand_fern_Z_R1	41	0,40	0,71	0,50	41	0,29	0,04	0,00
Hand_fern_Z_R2	41	0,22	0,53	0,28	41	0,30	0,04	0,00
Hand_fern_Z_R3	41	0,27	0,07	0,00	41	1,19	1,56	2,44
Hand_fern_Z_R4	41	0,34	0,05	0,00	41	1,27	1,60	2,57
Hand_fern_Z_R5	41	0,29	0,03	0,00	41	0,67	0,33	0,11
Hand_fern_Z_R6	41	0,21	0,02	0,00	41	0,63	0,37	0,14
Hand_nah_Z_R1	41	0,25	0,04	0,00	41	0,01	0,00	0,00
Hand_nah_Z_R2	41	0,25	0,03	0,00	41	0,01	0,00	0,00
Hand_nah_Z_R3	41	1,63	1,60	2,56	41	0,23	0,33	0,11
Hand_nah_Z_R4	41	1,57	1,61	2,60	41	0,35	0,43	0,18
Hand_nah_Z_R5	41	0,54	0,12	0,02	41	0,19	0,04	0,00
Hand_nah_Z_R6	41	0,47	0,09	0,01	41	0,13	0,00	0,00

Tabelle 38 *Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – obere Extremität – longitudinale Bewegungsrichtung*

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Head_fern_Z_R1	41	8,11	3,63	13,20	40	-2,31	3,34	11,16
Head_fern_Z_R2	41	10,93	5,64	31,80	39	-4,18	5,63	31,74
Head_fern_Z_R3	28	0,66	1,07	1,14	41	-10,01	3,19	10,15
Head_fern_Z_R4	26	0,55	1,63	2,67	41	-20,39	5,18	26,85
Head_fern_Z_R5	41	6,03	4,46	19,87	41	-19,79	4,74	22,51
Head_fern_Z_R6	37	3,13	3,30	10,92	41	-19,00	4,57	20,85
Head_front_Z_R1	41	4,65	4,03	16,22	38	-2,92	2,83	8,03
Head_front_Z_R2	41	7,21	7,02	49,22	39	-3,68	3,89	15,12
Head_front_Z_R3	32	2,20	2,52	6,35	41	-4,26	2,72	7,38
Head_front_Z_R4	33	1,88	2,81	7,91	41	-11,05	6,96	48,45
Head_front_Z_R5	40	5,56	4,23	17,87	41	-9,78	6,24	38,91
Head_front_Z_R6	40	4,51	3,66	13,38	41	-7,82	4,05	16,38
Head_nah_Z_R1	37	3,73	3,10	9,60	39	-6,52	3,15	9,94
Head_nah_Z_R2	39	5,90	5,09	25,87	39	-6,43	3,86	14,93
Head_nah_Z_R3	39	3,71	1,77	3,15	38	-3,41	2,44	5,94
Head_nah_Z_R4	39	5,49	2,24	5,02	39	-13,74	8,41	70,74
Head_nah_Z_R5	39	5,39	2,26	5,10	39	-11,67	7,15	51,18
Head_nah_Z_R6	39	5,57	2,15	4,63	37	-5,63	4,68	21,91
Head_rear_Z_R1	41	3,71	2,19	4,81	38	-1,70	1,99	3,96
Head_rear_Z_R2	41	5,81	4,35	18,95	37	-2,43	2,81	7,87
Head_rear_Z_R3	35	1,35	1,01	1,02	41	-5,68	2,96	8,78
Head_rear_Z_R4	31	0,69	0,83	0,69	41	-16,68	7,46	55,70
Head_rear_Z_R5	33	2,14	3,25	10,59	41	-14,28	6,08	36,99
Head_rear_Z_R6	37	2,27	3,16	10,01	41	-9,71	4,23	17,92

Tabelle 39 **Deskriptive Statistik – Kopf – longitudinale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Head_fern_Z_R1	41	0,17	0,16	0,02	41	0,23	0,19	0,04
Head_fern_Z_R2	41	0,22	0,35	0,12	41	0,22	0,18	0,03
Head_fern_Z_R3	41	0,68	1,31	1,72	41	0,17	0,01	0,00
Head_fern_Z_R4	41	0,14	0,58	0,34	41	0,17	0,07	0,00
Head_fern_Z_R5	41	0,45	0,11	0,01	41	0,16	0,01	0,00
Head_fern_Z_R6	41	0,32	0,23	0,05	41	0,15	0,05	0,00
Head_front_Z_R1	41	1,06	0,60	0,36	41	0,26	0,28	0,08
Head_front_Z_R2	41	1,10	0,62	0,39	41	0,23	0,20	0,04
Head_front_Z_R3	41	1,12	1,37	1,88	41	0,93	1,27	1,62
Head_front_Z_R4	41	1,00	1,45	2,12	41	0,53	0,67	0,45
Head_front_Z_R5	41	0,58	0,34	0,12	41	0,26	0,28	0,08
Head_front_Z_R6	41	0,52	0,40	0,16	41	0,27	0,28	0,08
Head_nah_Z_R1	41	0,58	0,38	0,15	41	0,17	0,05	0,00
Head_nah_Z_R2	41	0,62	0,39	0,15	41	0,16	0,05	0,00
Head_nah_Z_R3	41	0,48	0,94	0,88	41	0,55	0,83	0,69
Head_nah_Z_R4	41	0,44	0,94	0,89	41	0,33	0,10	0,01
Head_nah_Z_R5	41	0,20	0,18	0,03	41	0,31	0,09	0,01
Head_nah_Z_R6	41	0,23	0,19	0,04	41	0,36	0,35	0,12
Head_rear_Z_R1	41	0,65	0,52	0,27	41	0,27	0,22	0,05
Head_rear_Z_R2	41	0,68	0,52	0,27	41	0,23	0,21	0,04
Head_rear_Z_R3	41	2,21	1,56	2,43	41	0,32	0,26	0,07
Head_rear_Z_R4	41	1,32	1,67	2,78	41	0,35	0,18	0,03
Head_rear_Z_R5	41	0,49	0,48	0,23	41	0,26	0,12	0,01
Head_rear_Z_R6	41	0,44	0,44	0,20	41	0,20	0,14	0,02

Tabelle 40 **Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Kopf – longitudinale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
C5_Z_R1	37	3,83	1,40	1,96	35	-0,65	1,23	1,51
C5_Z_R2	37	6,47	4,04	16,32	35	-1,28	3,10	9,63
C5_Z_R3	33	0,74	0,58	0,33	37	-3,89	1,53	2,34
C5_Z_R4	30	0,52	0,84	0,71	37	-12,29	5,59	31,20
C5_Z_R5	36	2,84	3,03	9,20	37	-9,80	3,67	13,45
C5_Z_R6	37	3,33	3,38	11,40	37	-6,82	1,87	3,51
C7_Z_R1	37	4,05	1,81	3,27	34	-0,41	0,67	0,45
C7_Z_R2	37	6,56	4,31	18,62	34	-0,86	1,81	3,26
C7_Z_R3	34	0,75	0,78	0,61	37	-3,30	1,32	1,74
C7_Z_R4	30	0,91	1,08	1,16	37	-10,53	5,45	29,70
C7_Z_R5	37	3,35	1,98	3,94	37	-7,98	3,08	9,48
C7_Z_R6	37	4,50	3,57	12,77	37	-5,77	1,71	2,93
B2_Z_R1	40	4,04	2,44	5,94	36	-0,73	1,06	1,12
B2_Z_R2	40	5,94	4,08	16,65	32	-1,10	1,69	2,86
B2_Z_R3	40	1,13	1,03	1,05	40	-2,76	1,72	2,94
B2_Z_R4	38	1,21	1,16	1,36	40	-8,63	5,40	29,13
B2_Z_R5	40	4,18	2,69	7,23	40	-6,51	3,38	11,44
B2_Z_R6	40	4,73	3,20	10,24	40	-4,31	1,90	3,61
B4_Z_R1	41	4,35	2,55	6,49	35	-0,66	0,85	0,72
B4_Z_R2	41	6,19	4,22	17,83	40	-0,76	1,20	1,43
B4_Z_R3	40	1,52	1,18	1,39	41	-2,51	1,71	2,92
B4_Z_R4	40	1,71	1,50	2,25	41	-7,43	5,24	27,42
B4_Z_R5	41	4,62	3,00	9,02	41	-5,48	3,32	11,01
B4_Z_R6	41	4,95	3,37	11,35	41	-3,67	1,96	3,84
B6_Z_R1	41	4,77	2,58	6,68	33	-0,42	0,57	0,32
B6_Z_R2	41	6,61	4,22	17,78	41	-0,44	0,71	0,51
B6_Z_R3	40	1,55	1,27	1,62	41	-2,68	1,72	2,96
B6_Z_R4	37	2,02	1,70	2,89	41	-7,02	5,06	25,59
B6_Z_R5	41	4,62	3,17	10,02	41	-5,29	3,28	10,77
B6_Z_R6	41	4,76	3,49	12,16	41	-3,80	1,95	3,79

Tabelle 41 **Deskriptive Statistik – obere Wirbelsäule – longitudinale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
C5_Z_R1	41	0,60	0,54	0,29	41	0,11	0,14	0,02
C5_Z_R2	41	0,46	0,37	0,13	41	0,14	0,16	0,03
C5_Z_R3	41	1,90	1,63	2,64	41	0,25	0,27	0,07
C5_Z_R4	41	1,61	1,74	3,02	41	0,30	0,14	0,02
C5_Z_R5	41	0,47	0,30	0,09	41	0,21	0,08	0,01
C5_Z_R6	41	0,41	0,31	0,10	41	0,14	0,05	0,00
C7_Z_R1	41	0,57	0,37	0,14	41	0,16	0,32	0,10
C7_Z_R2	41	0,51	0,30	0,09	41	0,10	0,13	0,02
C7_Z_R3	41	1,82	1,57	2,48	41	0,21	0,11	0,01
C7_Z_R4	41	1,88	1,68	2,83	41	0,29	0,13	0,02
C7_Z_R5	41	0,50	0,23	0,05	41	0,21	0,08	0,01
C7_Z_R6	41	0,41	0,24	0,06	41	0,14	0,05	0,00
B2_Z_R1	41	0,61	0,25	0,06	41	0,21	0,43	0,18
B2_Z_R2	41	0,51	0,25	0,06	41	0,11	0,13	0,02
B2_Z_R3	41	1,41	1,33	1,77	41	0,22	0,09	0,01
B2_Z_R4	41	2,35	1,55	2,41	41	0,31	0,11	0,01
B2_Z_R5	41	0,56	0,22	0,05	41	0,22	0,06	0,00
B2_Z_R6	41	0,41	0,18	0,03	41	0,16	0,03	0,00
B4_Z_R1	41	0,56	0,20	0,04	41	0,23	0,46	0,21
B4_Z_R2	41	0,53	0,25	0,06	41	0,11	0,12	0,02
B4_Z_R3	41	1,50	1,34	1,79	41	0,31	0,39	0,15
B4_Z_R4	41	2,73	1,31	1,71	41	0,31	0,10	0,01
B4_Z_R5	41	0,58	0,18	0,03	41	0,23	0,05	0,00
B4_Z_R6	41	0,43	0,18	0,03	41	0,18	0,05	0,00
B6_Z_R1	41	0,55	0,19	0,04	41	0,18	0,43	0,18
B6_Z_R2	41	0,52	0,20	0,04	41	0,15	0,32	0,10
B6_Z_R3	40	1,50	1,35	1,82	41	0,27	0,25	0,06
B6_Z_R4	37	2,43	1,50	2,26	41	0,30	0,10	0,01
B6_Z_R5	41	0,57	0,18	0,03	41	0,23	0,05	0,00
B6_Z_R6	41	0,42	0,18	0,03	41	0,20	0,16	0,03

Tabelle 42 **Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – obere Wirbelsäule– longitudinale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
B8_Z_R1	41	5,21	2,70	7,29	31	-0,17	0,28	0,08
B8_Z_R2	41	7,21	4,39	19,23	39	-0,13	0,26	0,07
B8_Z_R3	40	1,54	1,31	1,71	41	-2,81	1,68	2,83
B8_Z_R4	37	1,99	1,81	3,29	41	-6,75	4,85	23,55
B8_Z_R5	41	4,72	3,22	10,36	41	-5,21	3,12	9,73
B8_Z_R6	41	4,89	3,58	12,81	41	-3,91	1,92	3,68
B10_Z_R1	41	5,24	2,64	6,95	34	-0,04	0,11	0,01
B10_Z_R2	41	7,27	4,05	16,39	32	-0,04	0,10	0,01
B10_Z_R3	38	1,41	1,22	1,49	41	-2,72	1,48	2,20
B10_Z_R4	38	1,71	1,96	3,86	41	-6,18	4,21	17,69
B10_Z_R5	41	4,53	3,11	9,70	41	-4,96	2,68	7,17
B10_Z_R6	41	4,72	3,54	12,56	41	-3,83	1,70	2,90
B12_Z_R1	41	4,88	2,39	5,71	32	-0,05	0,12	0,02
B12_Z_R2	41	6,80	3,43	11,77	27	-0,03	0,09	0,01
B12_Z_R3	41	1,19	0,99	0,99	41	-2,42	1,16	1,35
B12_Z_R4	38	1,40	1,52	2,31	41	-5,27	3,33	11,06
B12_Z_R5	41	4,40	2,55	6,50	41	-4,47	2,17	4,69
B12_Z_R6	41	4,39	2,73	7,45	41	-3,63	1,31	1,71
L2_Z_R1	41	4,10	2,14	4,58	34	-0,18	0,31	0,10
L2_Z_R2	41	5,81	2,91	8,48	36	-0,14	0,42	0,18
L2_Z_R3	38	1,46	1,12	1,25	41	-1,82	0,95	0,91
L2_Z_R4	39	1,48	1,48	2,18	41	-4,16	2,60	6,74
L2_Z_R5	41	4,42	2,33	5,42	41	-3,66	1,94	3,77
L2_Z_R6	41	4,29	2,47	6,09	41	-2,99	1,31	1,71
L4_Z_R1	39	3,31	1,92	3,69	38	-0,43	0,47	0,22
L4_Z_R2	39	5,04	2,87	8,25	36	-0,42	0,59	0,34
L4_Z_R3	39	1,34	0,90	0,81	39	-1,60	0,83	0,70
L4_Z_R4	37	1,52	1,49	2,22	39	-3,63	2,19	4,78
L4_Z_R5	39	4,21	2,24	5,03	39	-3,28	1,83	3,33
L4_Z_R6	39	3,73	2,18	4,76	39	-2,49	1,32	1,75

Tabelle 43 **Deskriptive Statistik – untere Wirbelsäule – longitudinale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
B8_Z_R1	41	0,50	0,18	0,03	41	0,18	0,45	0,21
B8_Z_R2	41	0,46	0,18	0,03	41	0,29	0,62	0,38
B8_Z_R3	41	1,55	1,33	1,76	41	0,26	0,24	0,06
B8_Z_R4	41	2,44	1,46	2,13	41	0,30	0,11	0,01
B8_Z_R5	41	0,56	0,17	0,03	41	0,22	0,06	0,00
B8_Z_R6	41	0,42	0,17	0,03	41	0,18	0,08	0,01
B10_Z_R1	41	0,49	0,16	0,02	41	0,24	0,61	0,37
B10_Z_R2	41	0,43	0,16	0,03	41	0,15	0,51	0,26
B10_Z_R3	41	1,49	1,33	1,78	41	0,25	0,23	0,05
B10_Z_R4	41	2,30	1,54	2,39	41	0,28	0,11	0,01
B10_Z_R5	41	0,55	0,13	0,02	41	0,21	0,05	0,00
B10_Z_R6	41	0,42	0,16	0,03	41	0,16	0,06	0,00
B12_Z_R1	41	0,45	0,15	0,02	41	0,19	0,54	0,29
B12_Z_R2	41	0,38	0,14	0,02	41	0,10	0,41	0,17
B12_Z_R3	41	1,66	1,37	1,88	41	0,35	0,63	0,40
B12_Z_R4	41	2,15	1,59	2,54	41	0,28	0,12	0,01
B12_Z_R5	41	0,54	0,11	0,01	41	0,20	0,06	0,00
B12_Z_R6	41	0,41	0,15	0,02	41	0,15	0,02	0,00
L2_Z_R1	41	0,36	0,12	0,01	41	0,40	0,73	0,54
L2_Z_R2	41	0,32	0,12	0,01	41	0,26	0,61	0,37
L2_Z_R3	41	1,30	1,28	1,64	41	0,24	0,23	0,05
L2_Z_R4	41	1,75	1,52	2,32	41	0,24	0,12	0,02
L2_Z_R5	41	0,53	0,10	0,01	41	0,23	0,21	0,04
L2_Z_R6	41	0,40	0,15	0,02	41	0,19	0,21	0,04
L4_Z_R1	41	0,28	0,11	0,01	41	1,00	0,94	0,88
L4_Z_R2	41	0,26	0,09	0,01	41	0,73	0,87	0,76
L4_Z_R3	41	1,25	1,19	1,41	41	0,25	0,37	0,13
L4_Z_R4	41	1,54	1,50	2,26	41	0,33	0,55	0,31
L4_Z_R5	41	0,48	0,14	0,02	41	0,20	0,08	0,01
L4_Z_R6	41	0,39	0,14	0,02	41	0,21	0,30	0,09

Tabelle 44 **Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – untere Wirbelsäule – longitudinale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Sias_fern_Z_R1	39	0,46	0,56	0,31	41	-5,19	2,27	5,16
Sias_fern_Z_R2	40	0,66	0,60	0,36	41	-6,83	2,71	7,37
Sias_fern_Z_R3	41	5,59	1,80	3,24	38	-0,36	0,45	0,21
Sias_fern_Z_R4	41	11,16	3,44	11,84	38	-0,41	0,46	0,21
Sias_fern_Z_R5	41	11,74	3,32	11,00	40	-1,28	0,94	0,89
Sias_fern_Z_R6	41	11,31	3,23	10,41	41	-1,41	1,19	1,43
Sias_nah_Z_R1	41	7,38	2,11	4,47	38	-0,04	0,09	0,01
Sias_nah_Z_R2	41	10,53	3,33	11,06	33	-0,05	0,16	0,03
Sias_nah_Z_R3	35	0,60	0,69	0,47	41	-2,85	1,36	1,85
Sias_nah_Z_R4	37	0,77	0,83	0,69	41	-4,94	2,25	5,06
Sias_nah_Z_R5	41	2,94	1,83	3,36	41	-4,03	2,25	5,05
Sias_nah_Z_R6	41	3,92	2,16	4,68	41	-3,17	1,90	3,61
Sips_fern_Z_R1	40	1,88	1,58	2,50	38	-1,12	0,86	0,75
Sips_fern_Z_R2	40	2,84	2,20	4,83	39	-1,15	1,16	1,34
Sips_fern_Z_R3	40	1,82	0,96	0,92	40	-1,02	0,59	0,35
Sips_fern_Z_R4	39	2,54	2,23	4,96	40	-2,48	1,43	2,06
Sips_fern_Z_R5	40	4,28	2,74	7,50	40	-2,29	1,27	1,62
Sips_fern_Z_R6	40	4,28	2,42	5,87	40	-2,05	1,23	1,52
Sips_nah_Z_R1	40	5,31	2,73	7,44	35	-0,17	0,36	0,13
Sips_nah_Z_R2	40	7,76	3,61	13,02	33	-0,18	0,37	0,14
Sips_nah_Z_R3	37	0,80	0,66	0,43	40	-2,83	1,44	2,07
Sips_nah_Z_R4	38	0,85	1,10	1,21	40	-6,14	2,77	7,68
Sips_nah_Z_R5	40	4,48	2,05	4,19	40	-5,73	2,55	6,52
Sips_nah_Z_R6	40	4,09	2,13	4,52	40	-4,09	1,81	3,27

Tabelle 45 **Deskriptive Statistik – Becken – longitudinale Bewegungsrichtung**

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Sias_fern_Z_R1	41	0,13	0,19	0,04	41	0,41	0,33	0,11
Sias_fern_Z_R2	41	0,14	0,22	0,05	41	0,36	0,30	0,09
Sias_fern_Z_R3	41	0,27	0,04	0,00	41	1,21	1,69	2,86
Sias_fern_Z_R4	41	0,29	0,05	0,00	41	0,86	1,50	2,25
Sias_fern_Z_R5	41	0,30	0,05	0,00	41	0,46	0,32	0,10
Sias_fern_Z_R6	41	0,26	0,04	0,00	41	0,43	0,32	0,11
Sias_nah_Z_R1	41	0,28	0,08	0,01	41	0,08	0,30	0,09
Sias_nah_Z_R2	41	0,27	0,06	0,00	41	0,07	0,31	0,10
Sias_nah_Z_R3	41	1,48	1,52	2,31	41	0,48	0,78	0,60
Sias_nah_Z_R4	41	1,58	1,60	2,55	41	0,38	0,17	0,03
Sias_nah_Z_R5	41	0,56	0,25	0,06	41	0,26	0,21	0,04
Sias_nah_Z_R6	41	0,47	0,22	0,05	41	0,18	0,04	0,00
Sips_fern_Z_R1	41	0,21	0,11	0,01	41	1,02	0,82	0,68
Sips_fern_Z_R2	41	0,21	0,10	0,01	41	0,83	0,81	0,66
Sips_fern_Z_R3	41	0,67	0,65	0,42	41	0,51	1,05	1,09
Sips_fern_Z_R4	41	1,10	1,26	1,58	41	0,22	0,17	0,03
Sips_fern_Z_R5	41	0,44	0,14	0,02	41	0,20	0,17	0,03
Sips_fern_Z_R6	41	0,31	0,12	0,01	41	0,20	0,23	0,05
Sips_nah_Z_R1	41	0,28	0,06	0,00	41	0,34	0,64	0,41
Sips_nah_Z_R2	41	0,26	0,06	0,00	41	0,23	0,56	0,31
Sips_nah_Z_R3	41	1,33	1,43	2,06	41	0,28	0,29	0,09
Sips_nah_Z_R4	41	1,41	1,51	2,29	41	0,28	0,11	0,01
Sips_nah_Z_R5	41	0,48	0,12	0,01	41	0,23	0,07	0,00
Sips_nah_Z_R6	41	0,39	0,11	0,01	41	0,19	0,06	0,00

Tabelle 46 *Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Becken – longitudinale Bewegungsrichtung*

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Tro_fern_Z_R1	40	1,01	0,53	0,29	41	-2,51	1,24	1,54
Tro_fern_Z_R2	41	1,67	0,93	0,86	41	-3,52	1,98	3,92
Tro_fern_Z_R3	41	3,22	1,46	2,14	40	-0,51	0,39	0,16
Tro_fern_Z_R4	41	6,68	2,96	8,77	41	-1,06	0,66	0,43
Tro_fern_Z_R5	41	7,62	3,28	10,75	41	-1,05	0,54	0,30
Tro_fern_Z_R6	41	8,56	3,39	11,46	41	-1,20	0,61	0,37
Tro_nah_Z_R1	41	6,29	2,75	7,58	32	-0,04	0,09	0,01
Tro_nah_Z_R2	41	9,28	3,39	11,51	32	-0,04	0,07	0,00
Tro_nah_Z_R3	39	0,61	0,61	0,37	41	-2,91	1,22	1,50
Tro_nah_Z_R4	40	0,68	0,81	0,66	41	-6,27	3,00	9,00
Tro_nah_Z_R5	41	3,26	1,49	2,21	41	-5,73	2,93	8,56
Tro_nah_Z_R6	41	3,86	1,87	3,48	41	-5,27	3,33	11,09
Knee_fern_Z_R1	41	1,01	0,42	0,18	41	-0,77	0,60	0,36
Knee_fern_Z_R2	41	1,61	0,65	0,42	41	-0,42	0,20	0,04
Knee_fern_Z_R3	41	1,11	0,69	0,48	41	-0,87	0,46	0,21
Knee_fern_Z_R4	41	2,61	1,94	3,77	41	-0,80	0,38	0,14
Knee_fern_Z_R5	41	4,05	2,62	6,85	41	-0,82	0,37	0,14
Knee_fern_Z_R6	41	4,18	2,57	6,63	38	-0,16	0,19	0,04
Knee_nah_Z_R1	41	2,02	0,84	0,71	41	-0,60	0,43	0,18
Knee_nah_Z_R2	41	3,15	1,17	1,36	35	-0,19	0,26	0,07
Knee_nah_Z_R3	41	0,69	0,53	0,28	41	-0,50	0,34	0,12
Knee_nah_Z_R4	41	1,55	0,99	0,99	41	-0,82	0,82	0,67
Knee_nah_Z_R5	41	2,51	1,21	1,47	41	-0,76	0,80	0,64
Knee_nah_Z_R6	41	2,90	1,55	2,39	40	-0,57	0,41	0,17
Mal_fern_Z_R1	41	0,58	0,24	0,06	41	-0,70	0,43	0,19
Mal_fern_Z_R2	41	1,08	0,49	0,24	41	-1,00	0,57	0,32
Mal_fern_Z_R3	41	0,75	0,48	0,23	41	-0,31	0,15	0,02
Mal_fern_Z_R4	41	2,64	1,82	3,32	41	-0,53	0,22	0,05
Mal_fern_Z_R5	41	3,56	2,39	5,70	41	-0,48	0,19	0,04
Mal_fern_Z_R6	41	3,64	2,38	5,68	41	-0,50	0,19	0,03
Mal_nah_Z_R1	41	0,79	0,49	0,24	41	-0,19	0,22	0,05
Mal_nah_Z_R2	41	1,40	0,78	0,61	41	-0,24	0,27	0,08
Mal_nah_Z_R3	41	0,27	0,17	0,03	41	-0,39	0,23	0,05
Mal_nah_Z_R4	41	0,88	0,42	0,18	41	-0,43	0,26	0,07
Mal_nah_Z_R5	41	1,24	0,69	0,47	41	-0,42	0,21	0,05
Mal_nah_Z_R6	41	1,25	0,88	0,77	41	-0,43	0,22	0,05

Tabelle 47 *Deskriptive Statistik – untere Extremität – longitudinale Bewegungsrichtung*

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Tro_fern_Z_R1	41	0,12	0,08	0,01	41	0,67	0,59	0,35
Tro_fern_Z_R2	41	0,12	0,07	0,01	41	0,60	0,53	0,28
Tro_fern_Z_R3	41	0,27	0,08	0,01	41	0,66	1,29	1,66
Tro_fern_Z_R4	41	0,28	0,04	0,00	41	0,22	0,54	0,29
Tro_fern_Z_R5	41	0,30	0,04	0,00	41	0,23	0,25	0,06
Tro_fern_Z_R6	41	0,25	0,02	0,00	41	0,25	0,14	0,02
Tro_nah_Z_R1	41	0,24	0,07	0,00	41	0,01	0,02	0,00
Tro_nah_Z_R2	41	0,23	0,06	0,00	41	0,01	0,02	0,00
Tro_nah_Z_R3	41	1,80	1,58	2,49	41	0,26	0,30	0,09
Tro_nah_Z_R4	41	1,95	1,57	2,46	41	0,27	0,18	0,03
Tro_nah_Z_R5	41	0,48	0,09	0,01	41	0,20	0,07	0,00
Tro_nah_Z_R6	41	0,36	0,10	0,01	41	0,17	0,06	0,00
Knee_fern_Z_R1	41	0,20	0,10	0,01	41	0,99	0,73	0,54
Knee_fern_Z_R2	41	0,16	0,08	0,01	41	1,04	1,60	2,57
Knee_fern_Z_R3	41	0,73	0,67	0,45	41	0,46	0,95	0,91
Knee_fern_Z_R4	41	0,45	0,44	0,19	41	0,15	0,06	0,00
Knee_fern_Z_R5	41	0,33	0,04	0,00	41	0,18	0,13	0,02
Knee_fern_Z_R6	41	0,26	0,02	0,00	41	0,12	0,30	0,09
Knee_nah_Z_R1	41	0,37	0,33	0,11	41	1,28	0,73	0,53
Knee_nah_Z_R2	41	0,29	0,24	0,06	41	0,12	0,32	0,10
Knee_nah_Z_R3	41	1,28	1,46	2,13	41	0,77	0,97	0,94
Knee_nah_Z_R4	41	1,24	1,29	1,66	41	0,36	0,53	0,28
Knee_nah_Z_R5	41	0,41	0,10	0,01	41	0,27	0,30	0,09
Knee_nah_Z_R6	41	0,30	0,09	0,01	41	0,23	0,32	0,10
Mal_fern_Z_R1	41	0,14	0,11	0,01	41	1,13	0,57	0,32
Mal_fern_Z_R2	41	0,14	0,10	0,01	41	1,04	0,48	0,23
Mal_fern_Z_R3	41	0,54	0,56	0,31	41	1,20	1,57	2,45
Mal_fern_Z_R4	41	0,47	0,61	0,38	41	0,53	1,05	1,10
Mal_fern_Z_R5	41	0,35	0,18	0,03	41	0,18	0,17	0,03
Mal_fern_Z_R6	41	0,28	0,18	0,03	41	0,25	0,24	0,06
Mal_nah_Z_R1	41	0,50	0,46	0,21	41	0,34	0,36	0,13
Mal_nah_Z_R2	41	0,34	0,34	0,12	41	0,33	0,48	0,23
Mal_nah_Z_R3	41	1,34	1,63	2,66	41	1,08	0,86	0,75
Mal_nah_Z_R4	41	0,53	0,79	0,62	41	0,65	0,85	0,73
Mal_nah_Z_R5	41	0,35	0,04	0,00	41	0,40	0,42	0,17
Mal_nah_Z_R6	41	0,29	0,08	0,01	41	0,31	0,36	0,13

Tabelle 48 *Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – untere Extremität – longitudinale Bewegungsrichtung*

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Elb_Winkel_fern_R1	41	1,80	0,94	0,88	41	-0,55	0,44	0,19
Elb_Winkel_fern_R2	41	2,63	1,61	2,60	41	-0,71	0,48	0,23
Elb_Winkel_fern_R3	41	0,64	0,46	0,21	41	-2,46	1,41	1,98
Elb_Winkel_fern_R4	41	1,09	0,93	0,86	41	-5,72	2,63	6,89
Elb_Winkel_fern_R5	41	1,49	0,81	0,65	41	-5,34	2,55	6,50
Elb_Winkel_fern_R6	41	1,40	0,79	0,62	41	-4,68	2,09	4,39
Elb_Winkel_nah_R1	35	0,03	0,09	0,01	41	-12,33	5,18	26,86
Elb_Winkel_nah_R2	34	0,10	0,37	0,14	41	-17,05	6,12	37,49
Elb_Winkel_nah_R3	41	4,89	1,58	2,50	33	-0,17	0,27	0,07
Elb_Winkel_nah_R4	41	7,04	2,02	4,07	36	-0,20	0,40	0,16
Elb_Winkel_nah_R5	41	6,46	2,04	4,16	41	-6,38	5,03	25,32
Elb_Winkel_nah_R6	41	5,87	1,94	3,78	41	-7,93	5,33	28,39

Tabelle 49 Deskriptive Statistik – Ellenbogenwinkel

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Elb_Winkel_fern_R1	41	0,38	0,32	0,10	41	0,51	0,54	0,29
Elb_Winkel_fern_R2	41	0,49	0,44	0,20	41	0,39	0,41	0,17
Elb_Winkel_fern_R3	41	0,97	1,25	1,55	41	0,29	0,10	0,01
Elb_Winkel_fern_R4	41	1,09	1,38	1,91	41	0,31	0,09	0,01
Elb_Winkel_fern_R5	41	0,50	0,26	0,07	41	0,29	0,07	0,00
Elb_Winkel_fern_R6	41	0,41	0,26	0,07	41	0,24	0,04	0,00
Elb_Winkel_nah_R1	41	0,05	0,23	0,05	41	0,21	0,10	0,01
Elb_Winkel_nah_R2	41	0,04	0,18	0,03	41	0,22	0,08	0,01
Elb_Winkel_nah_R3	41	0,45	0,70	0,49	41	1,02	1,59	2,52
Elb_Winkel_nah_R4	41	0,43	0,56	0,31	41	0,77	1,44	2,07
Elb_Winkel_nah_R5	41	0,18	0,06	0,00	41	0,46	0,13	0,02
Elb_Winkel_nah_R6	41	0,11	0,03	0,00	41	0,35	0,05	0,00

Tabelle 50 Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Ellenbogenwinkel

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Schulterwinkel_KLA_R1	41	0,75	0,54	0,30	39	-0,91	0,70	0,48
Schulterwinkel_KLA_R2	41	0,92	0,64	0,41	41	-1,06	0,80	0,64
Schulterwinkel_KLA_R3	40	0,93	0,47	0,22	41	-1,06	0,60	0,36
Schulterwinkel_KLA_R4	40	1,34	0,86	0,74	41	-1,63	0,99	0,97
Schulterwinkel_KLA_R5	40	1,36	0,76	0,58	40	-1,62	1,04	1,09
Schulterwinkel_KLA_R6	40	1,20	0,72	0,51	41	-1,48	0,99	0,99
Schulterwinkel_KTA_R1	41	11,03	2,12	4,51	40	-0,01	0,00	0,00
Schulterwinkel_KTA_R2	41	14,68	3,00	9,01	40	-0,01	0,00	0,00
Schulterwinkel_KTA_R3	38	0,44	0,73	0,53	41	-6,32	1,51	2,28
Schulterwinkel_KTA_R4	38	0,53	0,84	0,71	41	-12,76	2,59	6,69
Schulterwinkel_KTA_R5	41	3,41	2,16	4,66	41	-11,77	2,15	4,64
Schulterwinkel_KTA_R6	41	3,99	2,46	6,07	41	-9,76	1,83	3,34

Tabelle 51 Deskriptive Statistik – Schulterwinkel

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Schulterwinkel_KLA_R1	41	0,67	0,56	0,31	41	0,48	0,43	0,18
Schulterwinkel_KLA_R2	41	0,63	0,54	0,29	41	0,62	0,55	0,30
Schulterwinkel_KLA_R3	41	0,50	0,90	0,81	41	0,57	0,73	0,53
Schulterwinkel_KLA_R4	41	0,67	1,11	1,22	41	0,71	1,00	1,00
Schulterwinkel_KLA_R5	41	0,34	0,32	0,10	41	0,37	0,29	0,09
Schulterwinkel_KLA_R6	41	0,41	0,43	0,19	41	0,37	0,27	0,07
Schulterwinkel_KTA_R1	41	0,26	0,04	0,00	41	0,01	0,00	0,00
Schulterwinkel_KTA_R2	41	0,26	0,04	0,00	41	0,01	0,00	0,00
Schulterwinkel_KTA_R3	41	1,33	1,55	2,41	41	0,21	0,05	0,00
Schulterwinkel_KTA_R4	41	1,67	1,65	2,71	41	0,27	0,08	0,01
Schulterwinkel_KTA_R5	41	0,56	0,16	0,02	41	0,21	0,03	0,00
Schulterwinkel_KTA_R6	41	0,55	0,19	0,03	41	0,15	0,01	0,00

Tabelle 52 Deskriptive Statistik – Zeitpunkte - Schulterwinkel

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Rumpfwinkel_KLA_R1	39	1,90	1,83	3,35	36	-1,36	1,68	2,83
Rumpfwinkel_KLA_R2	39	2,15	2,02	4,10	36	-1,53	1,82	3,32
Rumpfwinkel_KLA_R3	39	1,27	1,14	1,30	40	-1,71	1,16	1,35
Rumpfwinkel_KLA_R4	38	1,84	1,50	2,24	39	-2,76	1,75	3,05
Rumpfwinkel_KLA_R5	39	1,88	1,31	1,71	39	-2,40	1,39	1,92
Rumpfwinkel_KLA_R6	40	1,72	1,37	1,87	40	-2,25	1,60	2,58
Rumpfwinkel_KTA_R1	40	8,93	2,06	4,25	37	-0,08	0,21	0,04
Rumpfwinkel_KTA_R2	40	11,79	2,84	8,05	38	-0,05	0,15	0,02
Rumpfwinkel_KTA_R3	35	0,60	0,82	0,67	40	-5,29	1,39	1,93
Rumpfwinkel_KTA_R4	33	0,63	0,86	0,73	40	-10,63	2,29	5,26
Rumpfwinkel_KTA_R5	40	2,98	2,05	4,19	40	-10,05	2,10	4,42
Rumpfwinkel_KTA_R6	40	3,48	2,26	5,12	40	-8,93	1,82	3,33

Tabelle 53 Deskriptive Statistik – Rumpfwinkel

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Rumpfwinkel_KLA_R1	41	0,46	0,48	0,23	41	0,30	0,41	0,17
Rumpfwinkel_KLA_R2	41	0,42	0,46	0,21	41	0,33	0,49	0,24
Rumpfwinkel_KLA_R3	41	0,63	0,97	0,95	41	0,58	0,89	0,80
Rumpfwinkel_KLA_R4	41	0,87	1,28	1,64	41	0,56	0,78	0,61
Rumpfwinkel_KLA_R5	41	0,32	0,29	0,08	41	0,43	0,35	0,13
Rumpfwinkel_KLA_R6	41	0,38	0,37	0,14	41	0,32	0,28	0,08
Rumpfwinkel_KTA_R1	41	0,25	0,07	0,00	41	0,22	0,52	0,27
Rumpfwinkel_KTA_R2	41	0,26	0,07	0,00	41	0,13	0,45	0,20
Rumpfwinkel_KTA_R3	41	1,42	1,51	2,29	41	0,18	0,06	0,00
Rumpfwinkel_KTA_R4	41	1,85	1,66	2,75	41	0,22	0,09	0,01
Rumpfwinkel_KTA_R5	41	0,55	0,18	0,03	41	0,18	0,04	0,00
Rumpfwinkel_KTA_R6	41	0,52	0,18	0,03	41	0,14	0,02	0,00

Tabelle 54 Deskriptive Statistik – Zeitpunkte - Rumpfwinkel

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Beckenwinkel_KBA_R1	38	0,65	0,85	0,72	40	-1,04	0,96	0,92
Beckenwinkel_KBA_R2	38	0,74	0,82	0,68	40	-1,38	1,24	1,54
Beckenwinkel_KBA_R3	40	0,72	0,34	0,11	38	-0,80	0,51	0,26
Beckenwinkel_KBA_R4	40	0,89	0,82	0,68	39	-1,54	0,86	0,74
Beckenwinkel_KBA_R5	40	1,18	0,68	0,46	39	-1,58	0,88	0,78
Beckenwinkel_KBA_R6	40	1,15	0,73	0,53	40	-1,54	0,79	0,63
Beckenwinkel_KLA_R1	37	0,95	1,34	1,80	37	-1,66	1,47	2,16
Beckenwinkel_KLA_R2	35	1,24	1,80	3,23	39	-1,88	1,66	2,75
Beckenwinkel_KLA_R3	38	1,03	0,87	0,75	38	-0,79	0,84	0,70
Beckenwinkel_KLA_R4	40	1,61	1,28	1,63	39	-1,21	1,11	1,23
Beckenwinkel_KLA_R5	40	1,62	1,20	1,44	37	-1,35	1,05	1,11
Beckenwinkel_KLA_R6	40	1,51	1,28	1,65	40	-1,26	1,04	1,09
Beckenwinkel_KTA_R1	40	2,49	0,81	0,65	38	-0,06	0,05	0,00
Beckenwinkel_KTA_R2	40	3,41	1,01	1,01	40	-0,09	0,07	0,01
Beckenwinkel_KTA_R3	37	0,06	0,06	0,00	40	-1,68	0,58	0,34
Beckenwinkel_KTA_R4	40	0,10	0,10	0,01	40	-3,45	0,98	0,95
Beckenwinkel_KTA_R5	40	0,83	0,53	0,28	40	-3,46	0,96	0,93
Beckenwinkel_KTA_R6	40	1,01	0,55	0,30	40	-2,58	0,73	0,53

Tabelle 55 Deskriptive Statistik – Beckenwinkel

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Beckenwinkel_KBA_R1	41	0,30	0,40	0,16	41	0,57	0,61	0,37
Beckenwinkel_KBA_R2	41	0,33	0,46	0,21	41	0,47	0,54	0,29
Beckenwinkel_KBA_R3	41	0,80	1,00	1,01	41	0,67	1,13	1,27
Beckenwinkel_KBA_R4	41	1,09	1,39	1,93	41	0,46	0,81	0,65
Beckenwinkel_KBA_R5	41	0,43	0,28	0,08	41	0,28	0,17	0,03
Beckenwinkel_KBA_R6	41	0,39	0,31	0,10	41	0,27	0,16	0,03
Beckenwinkel_KLA_R1	41	0,33	0,40	0,16	41	0,35	0,43	0,18
Beckenwinkel_KLA_R2	41	0,24	0,30	0,09	41	0,37	0,43	0,18
Beckenwinkel_KLA_R3	41	0,62	0,98	0,97	41	0,68	1,08	1,16
Beckenwinkel_KLA_R4	41	0,90	1,17	1,37	41	1,24	1,45	2,10
Beckenwinkel_KLA_R5	41	0,47	0,37	0,14	41	0,45	0,33	0,11
Beckenwinkel_KLA_R6	41	0,30	0,29	0,08	41	0,42	0,29	0,09
Beckenwinkel_KTA_R1	41	0,27	0,07	0,01	41	0,06	0,02	0,00
Beckenwinkel_KTA_R2	41	0,26	0,06	0,00	41	0,06	0,02	0,00
Beckenwinkel_KTA_R3	41	0,97	1,53	2,33	41	0,26	0,06	0,00
Beckenwinkel_KTA_R4	41	0,90	1,47	2,15	41	0,30	0,07	0,01
Beckenwinkel_KTA_R5	41	0,49	0,14	0,02	41	0,28	0,05	0,00
Beckenwinkel_KTA_R6	41	0,43	0,16	0,02	41	0,23	0,05	0,00

Tabelle 56 Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Beckenwinkel

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Beinwinkel_fern_R1	41	0,92	0,22	0,05	37	-0,14	0,17	0,03
Beinwinkel_fern_R2	41	1,23	0,26	0,07	34	-0,20	0,29	0,08
Beinwinkel_fern_R3	38	0,12	0,15	0,02	41	-0,51	0,19	0,04
Beinwinkel_fern_R4	36	0,10	0,14	0,02	41	-1,21	0,36	0,13
Beinwinkel_fern_R5	41	0,55	0,28	0,08	41	-1,09	0,33	0,11
Beinwinkel_fern_R6	41	0,49	0,32	0,10	41	-0,74	0,21	0,04
Beinwinkel_nah_R1	41	0,74	0,19	0,03	38	-0,14	0,16	0,02
Beinwinkel_nah_R2	41	0,98	0,26	0,07	34	-0,21	0,24	0,06
Beinwinkel_nah_R3	39	0,10	0,13	0,02	41	-0,60	0,21	0,04
Beinwinkel_nah_R4	38	0,08	0,11	0,01	41	-1,34	0,36	0,13
Beinwinkel_nah_R5	41	0,43	0,22	0,05	41	-1,22	0,33	0,11
Beinwinkel_nah_R6	41	0,31	0,20	0,04	41	-0,89	0,25	0,06
Knee_Winkel_fern_R1	41	0,72	0,49	0,24	41	-0,55	0,50	0,25
Knee_Winkel_fern_R2	41	0,98	0,68	0,46	39	-0,71	0,68	0,46
Knee_Winkel_fern_R3	41	0,82	0,53	0,28	41	-0,50	0,36	0,13
Knee_Winkel_fern_R4	40	0,87	0,70	0,49	41	-1,38	1,00	1,00
Knee_Winkel_fern_R5	41	1,04	0,79	0,63	41	-1,15	0,90	0,82
Knee_Winkel_fern_R6	40	1,13	0,77	0,60	41	-1,12	0,89	0,79
Knee_Winkel_nah_R1	40	2,63	1,66	2,76	39	-0,26	0,48	0,23
Knee_Winkel_nah_R2	41	3,55	2,20	4,85	38	-0,36	0,71	0,51
Knee_Winkel_nah_R3	40	0,42	0,30	0,09	41	-1,28	0,61	0,37
Knee_Winkel_nah_R4	38	0,34	0,32	0,10	41	-2,96	1,38	1,90
Knee_Winkel_nah_R5	41	0,90	0,74	0,54	41	-2,42	0,99	0,99
Knee_Winkel_nah_R6	41	1,24	0,94	0,88	40	-2,06	0,75	0,56
FuGe_Winkel_fern_R1	40	2,61	1,67	2,80	39	-1,02	1,77	3,12
FuGe_Winkel_fern_R2	40	3,31	2,25	5,06	33	-2,20	3,36	11,27
FuGe_Winkel_fern_R3	40	1,15	0,98	0,97	40	-1,95	1,79	3,22
FuGe_Winkel_fern_R4	37	1,62	1,95	3,79	40	-4,20	3,14	9,84
FuGe_Winkel_fern_R5	40	2,31	1,89	3,56	40	-3,90	3,30	10,89
FuGe_Winkel_fern_R6	40	2,24	1,72	2,94	39	-3,80	3,12	9,71
FuGe_Winkel_nah_R1	40	4,55	2,92	8,53	38	-1,18	1,76	3,08
FuGe_Winkel_nah_R2	40	6,53	4,41	19,45	37	-1,59	2,46	6,04
FuGe_Winkel_nah_R3	39	1,60	1,60	2,56	40	-2,30	1,46	2,12
FuGe_Winkel_nah_R4	38	1,70	1,75	3,05	40	-5,75	3,11	9,68
FuGe_Winkel_nah_R5	40	2,69	2,13	4,54	40	-5,82	2,89	8,38
FuGe_Winkel_nah_R6	40	3,59	2,42	5,85	40	-5,33	2,81	7,91

Tabelle 57 Deskriptive Statistik – Winkel in der unteren Extremität

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Beinwinkel_fern_R1	41	0,29	0,03	0,00	41	0,84	0,73	0,54
Beinwinkel_fern_R2	41	0,28	0,03	0,00	41	0,78	0,75	0,57
Beinwinkel_fern_R3	41	1,21	1,26	1,58	41	0,38	0,54	0,29
Beinwinkel_fern_R4	41	0,70	1,12	1,25	41	0,33	0,19	0,03
Beinwinkel_fern_R5	41	0,69	0,31	0,10	41	0,27	0,03	0,00
Beinwinkel_fern_R6	41	0,62	0,34	0,12	41	0,20	0,02	0,00
Beinwinkel_nah_R1	41	0,28	0,04	0,00	41	0,73	0,67	0,45
Beinwinkel_nah_R2	41	0,28	0,05	0,00	41	0,70	0,70	0,49
Beinwinkel_nah_R3	41	1,20	1,18	1,40	41	0,30	0,12	0,01
Beinwinkel_nah_R4	41	0,83	1,22	1,48	41	0,34	0,19	0,04
Beinwinkel_nah_R5	41	0,67	0,31	0,09	41	0,27	0,02	0,00
Beinwinkel_nah_R6	41	0,65	0,43	0,19	41	0,22	0,03	0,00
Knee_Winkel_fern_R1	41	0,56	0,41	0,17	41	0,70	0,69	0,47
Knee_Winkel_fern_R2	41	0,55	0,47	0,22	41	0,67	0,70	0,49
Knee_Winkel_fern_R3	41	1,40	1,23	1,52	41	0,72	1,17	1,36
Knee_Winkel_fern_R4	41	1,03	1,23	1,51	41	1,01	1,28	1,64
Knee_Winkel_fern_R5	41	0,49	0,30	0,09	41	0,39	0,43	0,19
Knee_Winkel_fern_R6	41	0,60	0,39	0,15	41	0,30	0,27	0,07
Knee_Winkel_nah_R1	41	0,46	0,28	0,08	41	0,14	0,29	0,09
Knee_Winkel_nah_R2	41	0,50	0,39	0,15	41	0,22	0,45	0,20
Knee_Winkel_nah_R3	41	1,73	1,41	1,99	41	0,43	0,55	0,31
Knee_Winkel_nah_R4	41	1,60	1,71	2,91	41	0,44	0,40	0,16
Knee_Winkel_nah_R5	41	0,60	0,32	0,10	41	0,29	0,09	0,01
Knee_Winkel_nah_R6	41	0,59	0,31	0,10	41	0,23	0,05	0,00
FuGe_Winkel_fern_R1	41	0,54	0,40	0,16	41	0,40	0,60	0,36
FuGe_Winkel_fern_R2	41	0,67	0,54	0,29	41	0,25	0,42	0,17
FuGe_Winkel_fern_R3	41	1,44	1,29	1,68	41	0,36	0,61	0,37
FuGe_Winkel_fern_R4	41	0,89	1,31	1,71	41	0,48	0,52	0,27
FuGe_Winkel_fern_R5	41	0,52	0,32	0,10	41	0,33	0,28	0,08
FuGe_Winkel_fern_R6	41	0,57	0,41	0,17	41	0,30	0,22	0,05
FuGe_Winkel_nah_R1	41	0,43	0,20	0,04	41	0,42	0,63	0,40
FuGe_Winkel_nah_R2	41	0,49	0,37	0,14	41	0,34	0,58	0,34
FuGe_Winkel_nah_R3	41	1,21	1,26	1,59	41	0,47	0,75	0,56
FuGe_Winkel_nah_R4	41	1,26	1,49	2,21	41	0,34	0,11	0,01
FuGe_Winkel_nah_R5	41	0,57	0,35	0,12	41	0,34	0,21	0,04
FuGe_Winkel_nah_R6	41	0,53	0,30	0,09	41	0,30	0,21	0,04

Tabelle 58 **Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Winkel in der unteren Extremität**

Deskriptive Statistik - Extremwerte								
	Maximum				Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Fy_fern_R1	41	1,13	0,63	0,40	41	-1,04	0,19	0,03
Fy_fern_R2	41	1,46	0,70	0,49	41	-1,68	0,44	0,19
Fy_fern_R3	41	1,67	0,57	0,32	41	-0,31	0,18	0,03
Fy_fern_R4	41	3,12	0,99	0,98	41	-0,71	0,45	0,20
Fy_fern_R5	41	3,26	1,07	1,13	41	-1,10	0,70	0,50
Fy_fern_R6	41	3,23	0,93	0,87	41	-1,87	0,95	0,90
Fy_nah_R1	41	1,84	0,73	0,53	41	-0,74	0,47	0,22
Fy_nah_R2	41	2,93	1,12	1,26	41	-1,01	0,64	0,41
Fy_nah_R3	41	0,20	0,12	0,01	41	-2,45	0,77	0,59
Fy_nah_R4	41	0,32	0,14	0,02	41	-4,36	1,21	1,47
Fy_nah_R5	41	0,47	0,32	0,10	41	-3,96	1,06	1,13
Fy_nah_R6	41	0,74	0,54	0,29	41	-3,48	0,96	0,93
Fx_fern_R1	41	1,11	0,31	0,10	41	-2,30	0,80	0,64
Fx_fern_R2	41	1,38	0,39	0,15	41	-3,16	1,12	1,26
Fx_fern_R3	41	2,27	0,73	0,54	41	-1,09	0,29	0,08
Fx_fern_R4	41	3,80	1,11	1,23	41	-2,51	0,70	0,49
Fx_fern_R5	41	3,85	0,97	0,94	41	-2,51	0,67	0,45
Fx_fern_R6	41	4,22	1,09	1,19	41	-2,50	0,73	0,53
Fx_nah_R1	41	2,83	0,71	0,51	34	-0,28	0,42	0,17
Fx_nah_R2	41	3,97	1,00	1,00	33	-0,44	0,58	0,34
Fx_nah_R3	41	0,46	0,52	0,27	41	-2,04	0,54	0,29
Fx_nah_R4	41	1,07	1,04	1,08	41	-3,73	0,94	0,89
Fx_nah_R5	41	2,68	1,00	1,00	41	-3,74	0,89	0,80
Fx_nah_R6	41	3,70	1,41	1,99	41	-3,40	0,93	0,86
Fz_fern_R1	41	152,78	35,30	1.246,04	41	-61,75	8,14	66,18
Fz_fern_R2	41	212,87	44,44	1.974,65	41	-76,75	12,34	152,27
Fz_fern_R3	41	56,86	9,70	94,10	41	-118,34	28,25	797,91
Fz_fern_R4	41	124,08	18,40	338,56	41	-181,45	38,80	1.505,57
Fz_fern_R5	41	124,41	19,10	364,76	41	-194,67	33,07	1.093,72
Fz_fern_R6	41	124,42	18,84	354,82	41	-213,97	37,20	1.384,13
Fz_nah_R1	17	0,14	0,25	0,06	41	-268,43	37,36	1.395,93
Fz_nah_R2	13	0,06	0,05	0,00	41	-386,91	48,72	2.374,00
Fz_nah_R3	41	174,37	26,89	723,20	39	-7,02	6,31	39,85
Fz_nah_R4	41	293,05	43,41	1.884,62	39	-15,41	12,83	164,60
Fz_nah_R5	41	281,67	43,53	1.894,98	41	-73,87	37,35	1.395,07
Fz_nah_R6	41	186,91	43,66	1.906,61	41	-77,33	35,83	1.283,79

Tabelle 59 Deskriptive Statistik – Bodenreaktionskräfte

Deskriptive Statistik - Zeitpunkte								
	T_Maximum				T_Minimum			
	N	Mittelwert	Std	Varianz	N	Mittelwert	Std	Varianz
Fy_fern_R1	41	0,28	0,15	0,02	41	0,18	0,40	0,16
Fy_fern_R2	41	0,27	0,13	0,02	41	0,17	0,34	0,12
Fy_fern_R3	41	0,27	0,12	0,01	41	0,67	1,11	1,23
Fy_fern_R4	41	0,27	0,07	0,00	41	0,34	0,79	0,62
Fy_fern_R5	41	0,26	0,08	0,01	41	0,28	0,14	0,02
Fy_fern_R6	41	0,27	0,08	0,01	41	0,28	0,09	0,01
Fy_nah_R1	41	0,63	0,59	0,34	41	0,12	0,09	0,01
Fy_nah_R2	41	0,72	0,69	0,47	41	0,10	0,08	0,01
Fy_nah_R3	41	0,68	1,39	1,92	41	0,37	0,11	0,01
Fy_nah_R4	41	0,33	0,91	0,83	41	0,43	0,12	0,01
Fy_nah_R5	41	0,23	0,25	0,06	41	0,32	0,11	0,01
Fy_nah_R6	41	0,26	0,26	0,07	41	0,26	0,09	0,01
Fx_fern_R1	41	0,12	0,02	0,00	41	0,31	0,09	0,01
Fx_fern_R2	41	0,12	0,02	0,00	41	0,28	0,06	0,00
Fx_fern_R3	41	0,26	0,03	0,00	41	0,14	0,04	0,00
Fx_fern_R4	41	0,27	0,04	0,00	41	0,14	0,01	0,00
Fx_fern_R5	41	0,27	0,04	0,00	41	0,17	0,11	0,01
Fx_fern_R6	41	0,25	0,03	0,00	41	0,17	0,09	0,01
Fx_nah_R1	41	0,18	0,03	0,00	41	0,14	0,21	0,04
Fx_nah_R2	41	0,16	0,03	0,00	41	0,14	0,19	0,04
Fx_nah_R3	41	1,24	1,55	2,39	41	0,17	0,03	0,00
Fx_nah_R4	41	1,33	1,53	2,35	41	0,17	0,02	0,00
Fx_nah_R5	41	0,35	0,05	0,00	41	0,17	0,02	0,00
Fx_nah_R6	41	0,27	0,03	0,00	41	0,17	0,04	0,00
Fz_fern_R1	41	0,27	0,08	0,01	41	0,09	0,01	0,00
Fz_fern_R2	41	0,28	0,10	0,01	41	0,09	0,00	0,00
Fz_fern_R3	41	0,12	0,01	0,00	41	0,25	0,07	0,00
Fz_fern_R4	41	0,13	0,01	0,00	41	0,30	0,13	0,02
Fz_fern_R5	41	0,16	0,11	0,01	41	0,28	0,04	0,00
Fz_fern_R6	41	0,16	0,10	0,01	41	0,23	0,01	0,00
Fz_nah_R1	41	0,00	0,01	0,00	41	0,26	0,07	0,01
Fz_nah_R2	41	0,00	0,00	0,00	41	0,25	0,05	0,00
Fz_nah_R3	41	0,27	0,07	0,01	41	2,45	1,61	2,59
Fz_nah_R4	41	0,33	0,16	0,03	41	3,01	1,02	1,04
Fz_nah_R5	41	0,24	0,03	0,00	41	0,53	0,19	0,04
Fz_nah_R6	41	0,17	0,03	0,00	41	0,49	0,19	0,03

Tabelle 60 **Deskriptive Statistik – Zeitpunkte – Bodenreaktionskräfte**

T-Test bei gepaarten Stichproben (breit vs. schmal) Amplituden Translation sagittale Bewegungsrichtung									
	Signifikanz			Gepaarte Differenzen					
				Mittelwert			Standardabweichung		
	R 2	R 4	R 6	R 2	R 4	R 6	R 2	R 4	R 6
Mal_nah	0,03	0,00	0,86	-0,7	-1,3	0,0	1,8	1,8	1,2
Mal_fern	0,00	0,00	0,00	-2,0	-1,7	-1,5	1,7	1,7	1,7
Toe_nah	0,78	0,02	0,04	0,0	-0,2	-0,2	0,6	0,4	0,4
Toe_fern	0,00	0,00	0,00	-0,4	-0,5	-0,5	0,5	0,6	0,8
Knee_nah	0,10	0,55	0,14	3,4	-1,1	2,4	11,2	11,1	9,4
Knee_fern	0,00	0,00	0,04	-4,3	-6,4	-2,7	7,8	7,1	7,7
Tro_nah	0,43	0,72	0,14	2,3	-0,8	-2,5	17,4	12,8	9,9
Tro_fern	0,10	0,16	0,59	-2,0	-2,1	-0,6	6,0	8,6	6,5
Sips_nah	0,89	0,84	0,34	-0,3	-0,3	-1,1	11,8	8,5	6,8
Sips_fern	0,76	0,14	0,51	0,4	-1,7	-0,6	8,3	6,7	5,1
Sias_nah	0,98	0,78	0,23	-0,1	-0,5	-1,9	16,2	10,9	9,2
Sias_fern	0,30	0,21	0,50	-1,4	-1,5	-0,6	6,2	5,7	4,9
Schulter_nah	0,47	0,61	0,26	-1,4	-1,1	1,8	11,3	12,3	9,6
Schulter_fern	0,22	0,37	0,66	-2,7	-1,7	-0,6	12,9	11,1	7,7
C7	0,13	0,11	0,84	-3,1	-2,8	-0,2	11,4	9,6	4,9
C5	0,04	0,07	0,97	-4,3	-3,2	0,0	11,5	9,5	5,2
B2	0,13	0,17	0,71	-2,9	-2,2	0,3	11,0	9,4	4,6
B4	0,71	0,18	0,94	-0,6	-1,9	-0,1	9,2	8,3	4,5
B6	0,91	0,21	0,66	-0,2	-1,5	0,3	9,1	7,1	4,5
B8	0,60	0,17	0,68	0,8	-1,5	0,4	8,7	6,5	5,0
B10	0,86	0,42	0,56	0,3	-0,9	0,5	9,0	6,8	5,2
B12	0,82	0,31	0,68	-0,4	-1,3	0,4	9,1	7,3	5,6
L2	0,83	0,25	0,82	-0,4	-1,4	-0,3	9,9	7,4	6,5
L4	0,96	0,72	0,53	0,1	-0,5	-0,7	9,8	7,9	5,9
Elb_nah	0,94	0,58	0,79	-0,2	-1,1	0,6	18,6	11,3	12,7
Elb_fern	0,22	0,01	0,02	-2,4	-5,5	-4,0	10,3	10,8	9,7
Hand_nah	0,05	0,84	0,28	12,3	-0,5	5,7	36,7	14,2	31,1
Hand_fern	0,47	0,05	0,23	-1,6	-6,2	-2,5	11,7	18,4	12,1
Kopf_nah	0,40	0,12	0,81	-1,7	-3,2	0,4	11,7	11,6	9,4
Kopf_fern	0,89	0,23	0,87	0,4	-2,7	0,3	15,2	12,5	10,7
Kopf_ventral	0,03	0,05	0,44	-6,5	-6,8	1,3	11,3	16,0	8,4
Kopf_dorsal	0,87	0,15	0,02	-0,4	-2,3	2,2	13,4	8,9	5,6

Tabelle 61 *T-Test bei gepaarten Stichproben (breit vs. schmal) – Translation sagittale Bewegungsrichtung*

T-Test bei gepaarten Stichproben (breit vs. schmal) Amplituden Translation transversale Bewegungsrichtung									
	Signifikanz			Gepaarte Differenzen					
				Mittelwert			Standardabweichung		
	R 2	R 4	R 6	R 2	R 4	R 6	R 2	R 4	R 6
Mal_nah	0,00	0,00	0,01	-3,2	-3,8	-0,5	2,1	2,0	1,2
Mal_fern	0,00	0,00	0,00	-2,6	-1,6	-3,0	1,6	2,1	2,5
Toe_nah	0,00	0,00	0,00	-1,1	-2,2	-0,5	1,1	1,4	0,5
Toe_fern	0,00	0,00	0,00	-1,3	-1,0	-1,0	1,3	1,0	1,1
Knee_nah	0,56	0,03	0,00	0,5	1,6	1,8	5,0	4,4	2,7
Knee_fern	0,01	0,11	0,01	2,0	1,1	-1,0	4,5	4,0	2,4
Tro_nah	0,30	0,31	0,00	-1,7	1,1	-2,1	9,7	6,4	3,7
Tro_fern	0,18	0,67	0,00	1,4	-0,4	-3,6	6,1	5,6	3,4
Sips_nah	0,00	0,00	0,00	-5,6	-4,0	-5,2	8,8	7,1	4,1
Sips_fern	0,00	0,00	0,00	-5,6	-4,7	-4,9	8,6	7,0	4,1
Sias_nah	0,29	0,63	0,00	1,0	0,4	-4,2	5,7	5,2	4,0
Sias_fern	0,18	0,33	0,00	1,2	-1,0	-5,3	5,2	6,3	4,0
Schulter_nah	0,39	0,00	0,00	1,2	-8,3	4,8	8,0	12,8	4,4
Schulter_fern	0,06	0,00	0,00	-2,5	-9,4	4,4	7,6	18,4	5,1
C7	0,44	0,00	0,00	-1,2	-9,5	4,2	9,2	18,3	4,1
C5	0,53	0,01	0,00	-1,1	-8,5	4,6	10,1	18,6	5,4
B2	0,44	0,00	0,00	-1,1	-8,5	3,2	8,1	14,7	3,9
B4	0,42	0,00	0,00	-1,1	-8,8	2,7	8,3	12,3	3,2
B6	0,26	0,00	0,00	-1,4	-7,6	2,6	7,6	9,6	3,2
B8	0,03	0,00	0,23	-3,2	-7,7	0,9	8,5	8,2	4,4
B10	0,00	0,00	0,00	-6,2	-7,5	-2,4	6,6	7,2	4,5
B12	0,00	0,00	0,00	-8,9	-8,3	-5,1	8,2	7,3	4,2
L2	0,00	0,00	0,00	-8,6	-6,5	-5,4	8,2	7,1	4,0
L4	0,00	0,00	0,00	-6,2	-5,3	-5,2	9,3	6,4	4,4
Elb_nah	0,01	0,00	0,13	-5,6	-6,5	2,2	11,3	8,6	8,8
Elb_fern	0,00	0,00	0,00	-8,1	-7,8	-7,1	8,9	12,9	6,3
Hand_nah	0,53	0,07	0,29	-1,8	-2,7	2,2	17,3	8,8	12,6
Hand_fern	0,00	0,00	0,00	-8,5	-15,6	-11,7	8,5	19,4	9,5
Kopf_nah	0,32	0,01	0,00	-1,6	-10,9	3,2	9,7	22,4	4,5
Kopf_fern	0,03	0,01	0,13	-3,4	-9,8	2,2	8,5	21,5	8,4
Kopf_ventral	0,08	0,00	0,91	-2,7	-13,0	-0,2	8,2	24,5	9,0
Kopf_dorsal	0,42	0,02	0,00	-1,5	-10,1	4,0	10,5	24,5	5,9

Tabelle 62 **T-Test bei gepaarten Stichproben (breit vs. schmal) – Translation transversale Bewegungsrichtung**

T-Test bei gepaarten Stichproben (breit vs. schmal) Amplituden Translation longitudinale Bewegungsrichtung									
	Signifikanz			Gepaarte Differenzen					
				Mittelwert			Standardabweichung		
	R2	R4	R6	R2	R4	R6	R2	R4	R6
Mal_nah	0,00	0,00	0,00	-1,8	-0,5	-0,5	1,9	1,0	0,8
Mal_fern	0,00	0,00	0,00	-1,7	-2,7	-1,3	1,1	2,2	1,2
Toe_nah	0,00	0,00	0,00	-1,0	-1,2	-0,2	0,8	1,2	0,3
Toe_fern	0,00	0,00	0,02	-1,0	-1,0	-0,2	0,9	0,8	0,5
Knee_nah	0,05	0,00	0,10	-0,7	-0,9	-0,3	2,1	1,5	1,0
Knee_fern	0,00	0,00	0,00	-1,3	-1,9	-1,1	1,3	2,5	1,4
Tro_nah	0,65	0,04	0,93	-0,9	1,5	-0,1	12,1	4,2	6,0
Tro_fern	0,12	0,71	0,98	0,5	0,2	0,0	1,7	3,3	2,0
Sips_nah	0,24	0,91	0,10	-0,4	0,1	0,4	2,2	3,1	1,5
Sips_fern	0,00	0,01	0,03	-1,3	-2,0	-0,6	1,6	4,2	1,5
Sias_nah	0,05	0,00	0,00	0,9	2,0	1,5	2,6	1,9	2,1
Sias_fern	0,00	0,21	0,11	1,6	0,5	0,6	2,0	2,4	2,3
Schulter_nah	0,00	0,04	0,23	-4,1	-4,7	1,1	4,7	13,0	5,5
Schulter_fern	0,00	0,16	0,01	3,7	-1,0	1,4	3,5	4,3	3,0
C7	0,42	0,70	0,00	-0,5	-0,3	-0,7	3,8	4,3	1,3
C5	0,25	0,56	0,00	-1,0	-0,5	-1,0	4,8	5,2	1,7
B2	0,86	0,64	0,00	0,1	-0,3	-0,8	2,8	3,9	1,5
B4	0,51	0,78	0,00	-0,3	-0,2	-0,8	3,0	3,8	1,5
B6	0,08	0,94	0,00	-0,8	0,0	-0,9	2,8	3,7	1,5
B8	0,00	0,99	0,01	-1,4	0,0	-0,7	2,4	3,2	1,5
B10	0,00	0,81	0,01	-1,8	-0,1	-0,8	2,2	2,7	1,6
B12	0,00	0,94	0,00	-1,9	0,0	-0,9	2,1	2,8	1,5
L2	0,00	0,29	0,00	-2,0	-0,6	-1,1	1,8	3,4	1,4
L4	0,00	0,06	0,01	-1,6	-1,2	-0,6	1,9	3,6	1,2
Elb_nah	0,00	0,19	0,04	-3,5	-2,4	2,7	6,5	10,7	7,7
Elb_fern	0,00	0,03	0,02	3,3	-5,7	1,7	5,0	14,9	4,3
Hand_nah	0,29	0,14	0,03	-2,0	-3,3	4,3	11,0	13,0	11,5
Hand_fern	0,01	0,08	0,75	2,6	-14,2	0,3	5,3	47,0	4,9
Kopf_nah	0,78	0,49	0,01	0,4	-1,0	1,2	8,9	8,9	2,6
Kopf_fern	0,00	0,05	0,92	1,3	-1,9	-0,1	2,4	5,5	3,7
Kopf_ventral	0,93	0,08	0,48	0,1	-3,9	-0,6	5,9	10,7	4,1
Kopf_dorsal	0,32	0,50	0,25	-0,9	-0,7	-0,5	5,2	5,8	2,6

Tabelle 63 T-Test bei gepaarten Stichproben (breit vs. schmal) – Translation longitudinale Bewegungsrichtung

T-Test bei gepaarten Stichproben (breit vs. schmal) Amplituden Rotationsbewegungen

	Signifikanz			Gepaarte Differenzen					
				Mittelwert			Standardabweichung		
	R 2	R 4	R 6	R 2	R 4	R 6	R 2	R 4	R 6
Beckenwinkel_KTA	0,00	0,00	0,00	1,0	0,8	0,7	0,8	0,7	0,7
Beckenwinkel_KBA	0,71	0,03	0,97	0,0	-0,8	0,0	0,7	2,0	0,6
Beckenwinkel_KLA	0,31	0,32	0,00	-0,3	0,3	-0,7	1,5	1,5	1,3
Schulterwinkel_KTA	0,94	0,20	0,17	0,0	-0,8	0,3	1,3	3,6	1,4
Schulterwinkel_KLA	0,30	0,50	0,59	-0,2	-0,3	-0,1	1,3	2,2	1,3
Rumpfwinkel_KLA	0,95	0,82	0,00	0,0	0,0	-0,4	0,6	0,5	0,4
Rumpfwinkel_KTA	0,10	0,82	0,01	0,2	0,0	-0,2	0,6	0,5	0,4
Beinwinkel_nah	0,77	0,15	0,28	-0,2	-0,5	0,9	4,0	2,1	4,9
Beinwinkel_fern	0,23	0,06	0,66	-0,5	-0,6	-0,2	1,9	1,7	2,2
Knie_Winkel_nah	0,88	0,05	0,34	-0,1	-0,9	-0,2	1,7	2,1	1,1
Knie_Winkel_fern	0,33	0,01	0,03	-0,4	-1,1	-0,5	1,2	1,6	1,0
FuGe_Winkel_nah	0,26	0,40	0,54	1,7	-0,8	0,4	5,5	3,7	2,7
FuGe_Winkel_fern	0,07	0,00	0,35	-1,4	-2,9	-0,8	2,0	2,5	3,8
Elb_Winkel_nah	0,06	0,11	0,86	0,7	-0,5	-0,1	1,9	1,6	1,9
Elb_Winkel_fern	0,07	0,51	0,49	1,7	0,4	0,5	4,1	3,2	3,8

Tabelle 64 T-Test bei gepaarten Stichproben (breit vs. schmal) – Rotationsbewegungen

T-Test bei gepaarten Stichproben (breit vs. schmal) Amplituden Bodenreaktionskräfte

	Signifikanz			Gepaarte Differenzen					
				Mittelwert			Standardabweichung		
	R 2	R 4	R 6	R 2	R 4	R 6	R 2	R 4	R 6
Fy_nah	0,00	0,00	0,00	1,0	1,6	1,7	1,5	1,5	1,3
Fx_nah	0,02	0,64	0,14	0,7	0,1	0,6	1,7	1,7	2,6
Fz_nah	0,01	0,08	0,47	45,3	21,2	7,5	107,3	72,5	63,3
Fy_fern	0,00	0,00	0,00	-2,1	-3,2	-3,7	1,1	1,3	1,8
Fx_fern	0,36	0,43	0,06	0,3	0,3	0,8	2,1	2,7	2,7
Fz_fern	0,06	0,00	0,12	-27,4	-57,9	19,4	84,7	88,3	74,8

Tabelle 65 T-Test bei gepaarten Stichproben (breit vs. schmal) – Amplituden Bodenreaktionskräfte

T-Test bei gepaarten Stichproben (breit vs. schmal) Extrema Bodenreaktionskräfte

	Signifikanz						Gepaarte Differenzen					
							Mittelwert					
	Minima			Maxima			Minima			Maxima		
	R2	R4	R6	R2	R4	R6	R2	R4	R6	R2	R4	R6
Fy_fern	0,16	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,2	-1,8	-1,1	1,3	0,2	0,7
Fx_nah	0,68	0,96	0,13	0,19	0,13	0,91	-0,1	0,0	-0,2	0,2	-0,2	0,0
Fz_nah	0,02	0,04	0,47	0,85	0,01	0,79	-42,4	6,0	-3,2	-0,1	28,9	-2,2
Fy_nah	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,9	1,1	1,6	-1,7	-2,1	-2,4
Fx_fern	0,41	0,00	0,27	0,60	0,25	0,08	-0,1	-0,3	-0,2	0,1	0,1	0,3
Fz_fern	0,00	0,00	0,17	0,00	0,00	0,00	-44,8	90,9	11,8	-74,3	29,1	29,8

Tabelle 66 T-Test bei gepaarten Stichproben (breit vs. schmal) – Extrema Bodenreaktionskräfte

Modellparameter der einfachen linearen Regression für einzelne Körperproportionen (1/3)						
Standbreite	RR	F	Sign.	Fehler	b0	b1
Min Beckenwinkel KTA	0,03	1,36	0,25	0,94	-4,53	0,00
Min Schulterwinkel KTA	0,09	3,65	0,06	6,28	-17,29	0,02
Min Rumpfwinkel KTA	0,12	5,22	0,03	0,12	-2,07	0,00
Min gamma nah	0,12	5,54	0,02	0,12	-1,98	0,00
Min gamma fern	0,08	3,37	0,07	4,96	-14,51	0,01
Max Sips nah Y	0,15	6,47	0,02	18,51	21,90	-0,04
Max Sips fern Y	0,13	5,92	0,02	17,49	20,38	-0,03
Min Schulter nah Z	0,09	4,05	0,05	97,74	-65,60	0,06
Max Schulter fern Z	0,02	0,85	0,36	26,32	33,28	-0,02
Min Schulter nah Y	0,17	8,23	0,01	164,36	-83,97	0,12
Min Schulter fern Y	0,18	8,36	0,01	228,37	-100,41	0,14
Hüftbreite	RR	F	Sign.	Fehler	b0	b1
Min Beckenwinkel KTA	0,11	4,77	0,04	0,88	2,29	-0,02
Min Schulterwinkel KTA	0,01	0,31	0,58	6,99	-8,64	-0,01
Min Rumpfwinkel KTA	0,02	0,68	0,42	0,13	-0,51	0,00
Min gamma nah	0,05	1,86	0,18	0,13	0,17	0,00
Min gamma fern	0,00	0,08	0,78	5,51	-12,46	0,01
Max Sips nah Y	0,03	1,06	0,31	20,67	-1,75	0,04
Max Sips fern Y	0,04	1,36	0,25	19,09	-3,69	0,04
Min Schulter nah Z	0,02	0,70	0,41	108,70	-22,31	-0,07
Max Schulter fern Z	0,01	0,30	0,59	25,18	36,19	-0,02
Min Schulter nah Y	0,07	2,88	0,10	189,30	15,92	-0,18
Min Schulter fern Y	0,05	2,12	0,15	269,54	7,61	-0,18
Stand- / Hüftbreite	RR	F	Sign.	Fehler	b0	b1
Min Beckenwinkel KTA	0,09	3,46	0,07	0,91	-5,10	2,01
Min Schulterwinkel KTA	0,10	4,19	0,05	6,34	-17,49	5,82
Min Rumpfwinkel KTA	0,14	6,31	0,02	0,11	-2,12	0,96
Min gamma nah	0,16	7,27	0,01	0,11	-2,04	1,03
Min gamma fern	0,07	2,76	0,11	5,14	-14,06	4,25
Max Sips nah Y	0,17	7,64	0,01	17,62	22,03	-13,12
Max Sips fern Y	0,17	7,41	0,01	16,48	20,73	-12,49
Min Schulter nah Z	0,11	4,90	0,03	98,07	-66,87	24,76
Max Schulter fern Z	0,01	0,44	0,51	25,09	31,60	-3,74
Min Schulter nah Y	0,25	12,64	0,00	152,81	-89,64	49,65
Min Schulter fern Y	0,24	11,82	0,00	217,06	-105,59	57,21
Beinlänge	RR	F	Sign.	Fehler	b0	b1
Min Beckenwinkel KTA	0,27	13,91	0,00	0,72	-10,72	0,01
Min Schulterwinkel KTA	0,14	6,40	0,02	6,03	-26,87	0,02
Min Rumpfwinkel KTA	0,15	6,45	0,02	0,11	-3,29	0,00
Min gamma nah	0,09	3,68	0,06	0,12	-2,74	0,00
Min gamma fern	0,17	7,34	0,01	4,60	-23,89	0,02
Max Sips nah Y	0,01	0,22	0,64	21,13	16,30	-0,01
Max Sips fern Y	0,01	0,27	0,61	19,64	15,85	-0,01
Min Schulter nah Z	0,09	3,88	0,06	100,46	-91,60	0,06
Max Schulter fern Z	0,00	0,16	0,69	25,27	23,95	0,01
Min Schulter nah Y	0,24	11,98	0,00	154,85	-147,14	0,12
Min Schulter fern Y	0,15	6,73	0,01	241,74	-150,77	0,11

Tabelle 67 Modellparameter der einfachen linearen Regression für einzelne Körperproportionen (1/3)

Modellparameter der einfachen linearen Regression für einzelne Körperproportionen (2/3)						
Rumpflänge	RR	F	Sign.	Fehler	b0	b1
Min Beckenwinkel KTA	0,04	1,37	0,25	0,96	-7,12	0,01
Min Schulterwinkel KTA	0,02	0,66	0,42	6,92	-19,57	0,01
Min Rumpfwinkel KTA	0,01	0,40	0,53	0,13	-2,07	0,00
Min gamma nah	0,01	0,39	0,53	0,14	-0,47	0,00
Min gamma fern	0,02	0,93	0,34	5,38	-17,74	0,01
Max Sips nah Y	0,04	1,73	0,20	20,31	-7,51	0,03
Max Sips fern Y	0,05	1,88	0,18	18,83	-8,38	0,03
Min Schulter nah Z	0,00	0,18	0,68	110,20	-60,77	0,03
Max Schulter fern Z	0,10	4,29	0,05	22,80	60,03	-0,06
Min Schulter nah Y	0,00	0,07	0,79	203,27	-61,26	0,02
Min Schulter fern Y	0,01	0,22	0,64	282,92	-84,27	0,05
Rumpf- / Beinlänge	RR	F	Sign.	Fehler	b0	b1
Min Beckenwinkel KTA	0,14	6,01	0,02	0,86	1,51	-7,26
Min Schulterwinkel KTA	0,07	3,03	0,09	6,52	-3,02	-14,20
Min Rumpfwinkel KTA	0,08	3,32	0,08	0,12	0,06	-2,04
Min gamma nah	0,12	5,19	0,03	0,12	0,52	-2,52
Min gamma fern	0,08	3,14	0,08	5,09	-1,85	-12,78
Max Sips nah Y	0,04	1,69	0,20	20,33	-1,48	18,75
Max Sips fern Y	0,05	1,93	0,17	18,81	-2,62	19,25
Min Schulter nah Z	0,06	2,39	0,13	104,17	-12,22	-50,37
Max Schulter fern Z	0,09	3,73	0,06	23,11	48,91	-29,66
Min Schulter nah Y	0,19	9,18	0,00	164,03	35,69	-123,97
Min Schulter fern Y	0,10	4,18	0,05	256,33	12,61	-104,64
Schulterbreite	RR	F	Sign.	Fehler	b0	b1
Min Beckenwinkel KTA	0,21	9,92	0,00	0,77	-8,78	0,02
Min Schulterwinkel KTA	0,20	10,03	0,00	5,46	-26,99	0,04
Min Rumpfwinkel KTA	0,07	3,00	0,09	0,12	-2,50	0,00
Min gamma nah	0,03	1,20	0,28	0,13	-1,98	0,00
Min gamma fern	0,29	15,29	0,00	3,85	-25,38	0,04
Max Sips nah Y	0,00	0,02	0,89	21,65	10,30	0,00
Max Sips fern Y	0,00	0,01	0,94	20,21	10,12	0,00
Min Schulter nah Z	0,07	2,98	0,09	100,23	-80,02	0,10
Max Schulter fern Z	0,11	4,93	0,03	23,88	7,95	0,06
Min Schulter nah Y	0,27	14,33	0,00	145,54	-137,02	0,26
Min Schulter fern Y	0,19	8,97	0,00	225,43	-145,59	0,25
Hebel nah	RR	F	Sign.	Fehler	b0	b1
Min Beckenwinkel KTA	0,02	0,91	0,35	0,95	-3,55	0,01
Min Schulterwinkel KTA	0,01	0,23	0,63	6,82	-12,89	0,01
Min Rumpfwinkel KTA	0,01	0,34	0,56	0,13	-1,32	0,00
Min gamma nah	0,02	0,97	0,33	0,13	-1,18	0,00
Min gamma fern	0,01	0,51	0,48	5,33	-10,80	0,01
Max Sips nah Y	0,09	3,94	0,05	19,62	10,64	0,05
Max Sips fern Y	0,08	3,33	0,08	18,58	9,94	0,04
Min Schulter nah Z	0,00	0,03	0,86	107,81	-46,61	-0,01
Max Schulter fern Z	0,06	2,54	0,12	25,25	28,00	0,05
Min Schulter nah Y	0,00	0,05	0,83	198,78	-49,53	0,02
Min Schulter fern Y	0,00	0,04	0,85	277,04	-58,81	-0,02

Tabelle 68 Modellparameter der einfachen linearen Regression für einzelne Körperproportionen (2/3)

Modellparameter der einfachen linearen Regression für einzelne Körperproportionen (3/3)						
Schulterhöhe	RR	F	Sign.	Fehler	b0	b1
Min Beckenwinkel KTA	0,27	13,82	0,00	0,72	-13,13	0,01
Min Schulterwinkel KTA	0,14	6,29	0,02	5,91	-31,38	0,01
Min Rumpfwinkel KTA	0,13	5,77	0,02	0,11	-3,81	0,00
Min gamma nah	0,03	1,19	0,28	0,13	-2,43	0,00
Min gamma fern	0,16	6,98	0,01	4,56	-27,99	0,01
Max Sips nah Y	0,00	0,09	0,77	21,61	7,25	0,00
Max Sips fern Y	0,00	0,08	0,77	20,17	6,72	0,00
Min Schulter nah Z	0,08	3,35	0,07	99,36	-102,50	0,04
Max Schulter fern Z	0,00	0,01	0,93	26,89	30,25	0,00
Min Schulter nah Y	0,18	8,80	0,01	162,38	-164,63	0,08
Min Schulter fern Y	0,12	5,55	0,02	242,73	-171,22	0,08
Körpermasse	RR	F	Sign.	Fehler	b0	b1
Min Beckenwinkel KTA	0,20	9,59	0,00	0,78	-6,54	0,04
Min Schulterwinkel KTA	0,21	10,60	0,00	5,40	-21,24	0,12
Min Rumpfwinkel KTA	0,12	5,32	0,03	0,12	-2,21	0,01
Min gamma nah	0,02	0,79	0,38	0,13	-1,58	0,01
Min gamma fern	0,30	16,45	0,00	3,77	-19,53	0,13
Max Sips nah Y	0,00	0,04	0,84	21,64	12,59	-0,02
Max Sips fern Y	0,00	0,02	0,88	20,20	11,52	-0,01
Min Schulter nah Z	0,14	6,51	0,01	92,46	-74,28	0,40
Max Schulter fern Z	0,02	0,99	0,33	26,23	23,09	0,08
Min Schulter nah Y	0,24	12,43	0,00	150,92	-97,74	0,71
Min Schulter fern Y	0,18	8,34	0,01	228,46	-108,02	0,71

Tabelle 69 Modellparameter der einfachen linearen Regression für einzelne Körperproportionen (3/3)

T-Test bei unabhängigen Stichproben - Vergleich Männer / Frauen Rampe 2 normierte Daten					
Translation sagittal	Sig.	Translation transversal	Sig.	Translation longitudinal	Sig.
Max_Knee_nah	0,86	Min_Knee_nah	0,19	Max_Knee_nah	0,08
Min_Knee_fern	0,03	Min_Knee_fern	0,57	Min_Knee_fern	0,00
Max_Tro_nah	0,01	Min_Tro_nah	0,63	Max_Tro_nah	0,00
Max_Tro_fern	0,96	Min_Tro_fern	0,86	Min_Tro_fern	0,06
Max_Sips_nah	0,07	Min_Sips_nah	0,45	Max_Sips_nah	0,24
Max_Sips_fern	0,17	Min_Sips_fern	0,97	Max_Sips_fern	0,16
Max_Sias_nah	0,03	Min_Sias_nah	0,19	Min_Sias_nah	0,41
Min_Sias_fern	0,80	Min_Sias_fern	0,46	Max_Sias_fern	0,12
Min_Shoulder_nah	0,34	Max_Shoulder_nah	0,00	Max_Shoulder_nah	0,07
Max_Shoulder_fern	0,00	Max_Shoulder_fern	0,00	Max_Shoulder_fern	0,28
Min_C7	0,10	Max_C7	0,00	Max_C7	0,00
Min_C5	0,14	Max_C5	0,00	Max_C5	0,02
Min_B2	0,02	Max_B2	0,00	Max_B2	0,00
Min_B4	0,00	Max_B4	0,00	Max_B4	0,00
Min_B6	0,01	Max_B6	0,00	Max_B6	0,24
Min_B8	0,41	Max_B8	0,00	Max_B8	0,02
Min_B10	0,59	Max_B10	0,01	Max_B10	0,04
Min_B12	0,26	Min_B12	0,31	Max_B12	0,35
Min_L2	0,16	Min_L2	0,43	Max_L2	1,00
Min_L4	0,12	Min_L4	0,17	Max_L4	0,70
Max_Elb_nah	0,25	Min_Elb_nah	0,01	Max_Elb_nah	0,01
Min_Elb_fern	0,95	Min_Elb_fern	0,01	Min_Elb_fern	1,00
Min_Hand_nah	0,10	Min_Hand_nah	0,07	Max_Hand_nah	0,00
Max_Hand_fern	0,89	Min_Hand_fern	0,91	Min_Hand_fern	0,22
Max_Had_nah	0,92	Max_Had_nah	0,09	Max_Had_nah	0,77
Min_Had_fern	0,79	Max_Had_fern	0,05	Max_Had_fern	0,05
Min_Had_front	0,46	Max_Had_front	0,37	Max_Had_front	0,11
Min_Had_rear	0,21	Max_Had_rear	0,03	Max_Had_rear	0,22
Rotation	Sig.				
Max_Beckenwinkel_KTA	0,00				
Max_Beckenwinkel_KBA	0,95				
Min_Beckenwinkel_KLA	0,72				
Max_Schulterwinkel_KTA	0,00				
Max_Schulterwinkel_KLA	0,41				
Max_gamma_nah	0,14				
Max_gamma_fern	0,07				
Min_Elb_Winkel_nah	0,22				
Max_Elb_Winkel_fern	0,17				
Max_Knee_Winkel_nah	0,00				
Max_Knee_Winkel_fern	0,73				
Max_FuGe_Winkel_nah	0,00				
Max_FuGe_Winkel_fern	0,82				
Max_Rumpfwinkel_KLA	0,47				
Max_Rumpfwinkel_KTA	0,00				
Min_Fz_nah	0,07				
Min_Fz_fern	0,00				
Max_Fz_fern	0,11				

Tabelle 70 T-Test bei unabhängigen Stichproben (Männer – Frauen) – Rampe 2

Deskriptive Statistik - Vergleich Männer / Frauen Rampe 2 normierte Daten				
Translation sagittal				
	Mittelwert		Standardabweichung	
	männlich	weiblich	männlich	weiblich
Max_Knee_nah	10,5	11	7,8	7
Min_Knee_fern	-1,6	-4,7	3,3	5,2
Max_Tro_nah	27	36,7	11,2	11,1
Max_Tro_fern	7,4	7,3	5,1	5,4
Max_Sips_nah	18,8	22,9	7,2	6,4
Max_Sips_fern	12,4	15,1	6,6	5,5
Max_Sias_nah	25	31,7	10,3	8,3
Min_Sias_fern	-3,1	-2,8	3,6	2,4
Min_Shoulder_nah	-6,1	-8	5,7	7
Max_Shoulder_fern	6,8	14,6	6,6	6
Min_C7	-9,2	-12,7	5,9	6,7
Min_C5	-9,1	-12,1	6,5	4,7
Min_B2	-8,5	-12,3	5,8	3,7
Min_B4	-7,7	-13	5,5	4,2
Min_B6	-8,4	-12,9	5,7	4,5
Min_B8	-10,2	-11,8	6,1	5,9
Min_B10	-11,5	-12,7	7	7,5
Min_B12	-13,1	-15,9	7,4	7,9
Min_L2	-14,9	-18,2	7,3	7,1
Min_L4	-15,7	-19,7	7,5	8,2
Max_Elb_nah	21,4	18	9,3	8,6
Min_Elb_fern	-7,1	-7,2	6,2	5,1
Min_Hand_nah	-69,8	-53,3	27,7	34,6
Max_Hand_fern	10,7	11,1	7,2	8,5
Max_Had_nah	14,7	14,5	5,2	5,2
Min_Had_fern	-21	-21,8	9,7	7,5
Min_Had_front	-10,5	-12,1	6,1	6,8
Min_Had_rear	-8,2	-10,8	6,9	5,6

Tabelle 71 *Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 2 – Translation sagittal*

Deskriptive Statistik - Vergleich Männer / Frauen Rampe 2 normierte Daten				
Translation transversal				
	Mittelwert		Standardabweichung	
	männlich	weiblich	männlich	weiblich
Min_Knee_nah	-10,2	-8,8	3,4	3,2
Min_Knee_fern	-9,7	-8,9	3,5	4,8
Min_Tro_nah	-15,4	-16	3,5	3,7
Min_Tro_fern	-16	-16,2	3,8	3,9
Min_Sips_nah	-6	-6,6	3,1	1,9
Min_Sips_fern	-6,1	-6,1	3,2	1,8
Min_Sias_nah	-18,8	-16,5	6	4,8
Min_Sias_fern	-18,8	-17,5	5,8	5
Max_Shoulder_nah	45,5	73,7	14,8	16,7
Max_Shoulder_fern	36,9	63,2	13,8	17,4
Max_C7	52,3	75,9	16,3	18,7
Max_C5	58,5	83,8	18,6	20,6
Max_B2	43,7	66,2	15,7	17,3
Max_B4	34,3	55,6	13,7	16,3
Max_B6	25,9	42,3	11,7	13,7
Max_B8	17,9	30,9	10,9	12,7
Max_B10	11,6	20,2	10,5	10,7
Min_B12	-2,4	-3	2,1	1,7
Min_L2	-4,5	-5	2,6	1,7
Min_L4	-5,1	-6,2	3	1,6
Min_Elb_nah	-31,6	-19,4	12,1	14,3
Min_Elb_fern	-13,9	-7	7,2	7,7
Min_Hand_nah	-45,8	-59,8	23,1	25,4
Min_Hand_fern	-29,5	-29,8	9,7	7,5
Max_Had_nah	60,9	69,7	13,6	17,1
Max_Had_fern	58,8	70,8	18,2	19,4
Max_Had_front	49,3	55,6	20,6	22,9
Max_Had_rear	71,5	85,9	20	21

Tabelle 72 **Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 2 – Translation transversal**

Deskriptive Statistik - Vergleich Männer / Frauen Rampe 2 normierte Daten				
Translation longitudinal				
	Mittelwert		Standardabweichung	
	männlich	weiblich	männlich	weiblich
Max_Knee_nah	2,8	3,6	1,5	1,4
Min_Knee_fern	-0,4	-1,1	0,5	0,8
Max_Tro_nah	7,3	11,4	2,9	4,2
Min_Tro_fern	-2,7	-4,3	1,8	3,1
Max_Sips_nah	6,9	8,5	3,1	5
Max_Sips_fern	2,2	3,3	2,5	2,3
Min_Sias_nah	-0,1	0	0,2	0
Max_Sias_fern	0,5	0,9	0,7	1
Max_Shoulder_nah	48,7	55,6	9,7	13,5
Max_Shoulder_fern	0,4	0,2	0,8	0,4
Max_C7	3,8	9,7	3,3	6,6
Max_C5	4,7	8,6	3,3	6,2
Max_B2	3,8	8,3	3,9	5
Max_B4	4	8,5	4,4	5
Max_B6	5,8	7,4	3,7	4,7
Max_B8	5,4	9,1	4,6	5,1
Max_B10	5,8	8,8	4,2	4,6
Max_B12	6,2	7,3	3,2	3,7
Max_L2	5,7	5,7	2,8	3,1
Max_L4	5,1	4,8	2,7	3,1
Max_Elb_nah	60	72,6	13,1	14,2
Min_Elb_fern	-37,4	-37,5	10,8	9,4
Max_Hand_nah	75,4	108,9	25,2	32,4
Min_Hand_fern	-41,6	-46	11,6	10,6
Max_Had_nah	5,5	5,9	4,1	5,8
Max_Had_fern	9	13	4,4	7,8
Max_Had_front	5,5	9,1	3	9,3
Max_Had_rear	4,9	6,6	2,8	5,5

Tabelle 73 *Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 2 – Translation longitudinal*

Deskriptive Statistik - Vergleich Männer / Frauen Rampe 2 normierte Daten				
Rotation				
	Mittelwert		Standardabweichung	
	männlich	weiblich	männlich	weiblich
Max_Beckenwinkel_KTA	2,8	4,1	0,9	1,4
Max_Beckenwinkel_KBA	0,7	0,7	0,8	0,9
Min_Beckenwinkel_KLA	-1,7	-1,9	1,5	1,9
Max_Schulterwinkel_KTA	12,4	17,2	3,2	3,8
Max_Schulterwinkel_KLA	1	0,9	0,7	0,6
Max_gamma_nah	0,9	1	0,2	0,3
Max_gamma_fern	1,1	1,3	0,2	0,3
Min_Elb_Winkel_nah	-15,6	-18,7	6,2	9,2
Max_Elb_Winkel_fern	2,3	3	1,6	1,6
Max_Knee_Winkel_nah	2	5,2	2,6	2,7
Max_Knee_Winkel_fern	1	1	0,6	0,8
Max_FuGe_Winkel_nah	3,8	9,9	3,4	6,2
Max_FuGe_Winkel_fern	3,2	3,4	2,7	2,9
Max_Rumpfwinkel_KLA	2,4	1,9	2,5	1,5
Max_Rumpfwinkel_KTA	9,5	14,1	3,2	3,9
Min_Fz_nah	-365,6	-406,7	79,3	61,1
Min_Fz_fern	-88,8	-63,8	16,3	15,3
Max_Fz_fern	193,9	230,2	78,7	62,3

Tabelle 74 **Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 2 – Rotation und Bodenreaktionskräfte**

T-Test bei unabhängigen Stichproben - Vergleich Männer / Frauen Rampe 4 - normierte Daten					
Translation sagittal	Sig.	Translation transversal	Sig.	Translation longitudinal	Sig.
Min_Knee_nah	0,57	Max_Knee_nah	0,02	Min_Knee_nah	0,39
Max_Knee_fern	0,31	Max_Knee_fern	0,81	Max_Knee_fern	0,00
Min_Tro_nah	0,80	Max_Tro_nah	0,05	Min_Tro_nah	0,14
Min_Tro_fern	0,09	Max_Tro_fern	0,04	Max_Tro_fern	0,01
Min_Sips_nah	0,12	Max_Sips_nah	0,05	Min_Sips_nah	0,06
Min_Sips_fern	0,03	Max_Sips_fern	0,03	Min_Sips_fern	0,89
Min_Sias_nah	0,48	Max_Sias_nah	0,05	Max_Sias_nah	0,26
Max_Sias_fern	0,05	Max_Sias_fern	0,46	Min_Sias_fern	0,74
Max_Shoulder_nah	0,39	Min_Shoulder_nah	0,00	Min_Shoulder_nah	0,00
Min_Shoulder_fern	0,16	Min_Shoulder_fern	0,00	Min_Shoulder_fern	0,58
Max_C7	0,60	Min_C7	0,00	Min_C7	0,00
Max_C5	0,24	Min_C5	0,00	Min_C5	0,00
Max_B2	0,70	Min_B2	0,00	Min_B2	0,00
Max_B4	0,03	Min_B4	0,00	Min_B4	0,06
Max_B6	0,05	Min_B6	0,00	Min_B6	0,30
Max_B8	0,04	Min_B8	0,00	Min_B8	0,29
Max_B10	0,02	Min_B10	0,00	Min_B10	0,31
Max_B12	0,01	Max_B12	0,93	Min_B12	0,47
Max_L2	0,09	Max_L2	0,83	Min_L2	0,99
Max_L4	0,75	Max_L4	0,03	Min_L4	0,61
Min_Elb_nah	0,55	Max_Elb_nah	0,00	Min_Elb_nah	0,00
Max_Elb_fern	0,15	Max_Elb_fern	0,00	Max_Elb_fern	0,58
Max_Hand_nah	0,31	Max_Hand_nah	0,26	Min_Hand_nah	0,00
Min_Hand_fern	0,25	Max_Hand_fern	0,04	Max_Hand_fern	0,01
Min_Had_nah	0,60	Min_Had_nah	0,02	Min_Had_nah	0,60
Max_Had_fern	0,59	Min_Had_fern	0,01	Min_Had_fern	0,00
Max_Had_front	0,12	Min_Had_front	0,13	Min_Had_front	0,12
Max_Had_rear	0,84	Min_Had_rear	0,00	Min_Had_rear	0,00
Rotation	Sig.				
Min_Beckenwinkel_KTA	0,00				
Min_Beckenwinkel_KBA	0,15				
Max_Beckenwinkel_KLA	0,54				
Min_Schulterwinkel_KTA	0,00				
Min_Schulterwinkel_KLA	0,57				
Min_gamma_nah	0,00				
Min_gamma_fern	0,00				
Max_Elb_Winkel_nah	0,12				
Min_Elb_Winkel_fern	0,00				
Min_Knee_Winkel_nah	0,55				
Min_Knee_Winkel_fern	0,04				
Min_FuGe_Winkel_nah	0,00				
Min_FuGe_Winkel_fern	0,93				
Min_Rumpfwinkel_KLA	0,91				
Min_Rumpfwinkel_KTA	0,00				
Max_Fz_nah	0,78				
Max_Fz_fern	0,00				
Min_Fz_fern	0,48				

Tabelle 75 T-Test bei unabhängigen Stichproben (Männer – Frauen) – Rampe 4

Deskriptive Statistik - Vergleich Männer / Frauen Rampe 4 normierte Daten				
Translation sagittal				
	Mittelwert		Standardabweichung	
	männlich	weiblich	männlich	weiblich
Min_Knee_nah	-13,4	-14,8	6,5	8,4
Max_Knee_fern	1,7	2,2	1,2	2,1
Min_Tro_nah	-19,2	-20	8,1	10,1
Min_Tro_fern	-4,2	-6,8	4,1	5
Min_Sips_nah	-10,2	-14	6,4	8,3
Min_Sips_fern	-5,5	-9,9	4,8	6,8
Min_Sias_nah	-15,9	-17,7	6,8	9,1
Max_Sias_fern	5,2	7,6	3,2	3,8
Max_Shoulder_nah	8,7	7,2	4,8	5,4
Min_Shoulder_fern	-13,2	-16,7	4,7	9,9
Max_C7	12,3	13,4	6,6	6,8
Max_C5	12	16,8	9	15
Max_B2	11,3	12,2	6,2	8
Max_B4	8,1	12,7	5,1	7,8
Max_B6	7,5	11,4	5	7,3
Max_B8	6,9	11	5	6,9
Max_B10	6,6	11,3	5,3	7
Max_B12	6,8	12,1	5,7	7,2
Max_L2	8,2	12,2	7,9	7
Max_L4	9,7	10,4	7	6,9
Min_Elb_nah	-13,5	-12,2	7,4	6,4
Max_Elb_fern	6,1	8,5	5,1	5,4
Max_Hand_nah	27,5	23,5	11,5	12,9
Min_Hand_fern	-13	-11	5,7	5,1
Min_Had_nah	-21,8	-20,3	6	10,6
Max_Had_fern	13,5	14,5	6,7	5,4
Max_Had_front	15,6	10,2	9,6	11,5
Max_Had_rear	13,8	14,4	7	11

Tabelle 76 Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 4 – Translation sagittal

Deskriptive Statistik - Vergleich Männer / Frauen Rampe 4 - normierte Daten				
Translation transversal				
	Mittelwert		Standardabweichung	
	männlich	weiblich	männlich	weiblich
Max_Knee_nah	10,5	13	2,9	3,7
Max_Knee_fern	12	11,8	2,2	3,3
Max_Tro_nah	17,2	20,5	4,3	5,9
Max_Tro_fern	16,9	21,1	5,2	6,9
Max_Sips_nah	9,7	13,2	4,2	6,4
Max_Sips_fern	8,8	12,4	4,2	6
Max_Sias_nah	17,7	21,1	5,2	5,6
Max_Sias_fern	17,3	18,6	5	6,7
Min_Shoulder_nah	-33,4	-66,7	14,8	17,8
Min_Shoulder_fern	-42,4	-77,1	17,7	21,1
Min_C7	-47,6	-81,8	16	22,7
Min_C5	-56,9	-90,5	21,7	24,2
Min_B2	-40	-68,8	16,2	19,6
Min_B4	-29	-57	15,2	18,4
Min_B6	-22,1	-42,9	13,4	14,6
Min_B8	-14,5	-31,6	11,9	12,1
Min_B10	-9	-20,8	9	9,6
Max_B12	6,2	6,1	3,1	2,4
Max_L2	8,3	8,1	3,8	2,6
Max_L4	8,5	11,8	4,4	5
Max_Elb_nah	22,4	9,6	7,7	7,3
Max_Elb_fern	24,7	15,5	8,5	9,2
Max_Hand_nah	23,3	25,7	6,6	6,3
Max_Hand_fern	41,5	51,7	15,7	14,9
Min_Had_nah	-62,5	-79,7	20,7	23,3
Min_Had_fern	-62,5	-81,5	21,8	24
Min_Had_front	-51,8	-63,3	21,2	24,9
Min_Had_rear	-69,8	-99,6	26,1	23,9

Tabelle 77 **Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 4 – Translation transversal**

Deskriptive Statistik - Vergleich Männer / Frauen Rampe 4 - normierte Daten				
Translation longitudinal				
	Mittelwert		Standardabweichung	
	männlich	weiblich	männlich	weiblich
Min_Knee_nah	-1	-0,7	1,2	0,7
Max_Knee_fern	1,4	3,8	2,1	2,7
Min_Tro_nah	-5,6	-7	2,8	3,2
Max_Tro_fern	4,8	8,7	3,7	4,6
Min_Sips_nah	-5,1	-7,2	2,5	4,2
Min_Sips_fern	-2,5	-2,4	1,4	1,9
Max_Sias_nah	0,6	0,9	0,6	1,2
Min_Sias_fern	-0,4	-0,4	0,4	0,5
Min_Shoulder_nah	-38,6	-55,3	7,2	14
Min_Shoulder_fern	-0,9	-1,2	1,5	2
Min_C7	-6,7	-14,8	4,9	7,7
Min_C5	-8,9	-16	5,1	7,9
Min_B2	-5,4	-12	5,5	7,3
Min_B4	-5,6	-9,3	4,7	6,9
Min_B6	-6,2	-7,9	3,9	6,1
Min_B8	-6	-7,6	3,7	5,8
Min_B10	-5,5	-6,9	3,2	5,1
Min_B12	-4,9	-5,7	2,5	4,1
Min_L2	-4,1	-4,1	2	3,2
Min_L4	-3,8	-3,4	1,8	2,6
Min_Elb_nah	-39,3	-53,9	7,1	10,9
Max_Elb_fern	46,5	48,6	10,9	12
Min_Hand_nah	-42,7	-65,2	9,5	13,5
Max_Hand_fern	50,6	64,8	15,4	17,2
Min_Had_nah	-12,7	-14,1	7,8	8,9
Min_Had_fern	-15,9	-25	5,7	6,9
Min_Had_front	-8,9	-13,1	6,9	9,8
Min_Had_rear	-11,1	-22,3	7,9	8,7

Tabelle 78 *Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 4 – Translation longitudinal*

Deskriptive Statistik - Vergleich Männer / Frauen Rampe 4 normierte Daten				
Rotation				
	Mittelwert		Standardabweichung	
	männlich	weiblich	männlich	weiblich
Min_Beckenwinkel_KTA	-2,5	-4,6	0,8	1,3
Min_Beckenwinkel_KBA	-1,3	-1,8	1	1,2
Max_Beckenwinkel_KLA	1,5	1,7	1,2	1,4
Min_Schulterwinkel_KTA	-10,3	-15,4	2,5	3
Min_Schulterwinkel_KLA	-1,7	-1,5	0,9	1
Min_gamma_nah	-1,1	-1,6	0,3	0,5
Min_gamma_fern	-1	-1,4	0,3	0,5
Max_Elb_Winkel_nah	7,5	6,5	2	2
Min_Elb_Winkel_fern	-4,5	-6,8	1,8	2,9
Min_Knee_Winkel_nah	-2,8	-3,1	1,1	1,6
Min_Knee_Winkel_fern	-1,7	-1	1,1	1,1
Min_FuGe_Winkel_nah	-3,7	-7,8	2,6	3,9
Min_FuGe_Winkel_fern	-4	-4,2	3,2	4,7
Min_Rumpfwinkel_KLA	-2,7	-2,8	1,8	1,8
Min_Rumpfwinkel_KTA	-8,5	-13	2,2	3
Max_Fz_nah	288,4	294,3	71,5	61
Max_Fz_fern	134,6	112,8	19,9	17,7
Min_Fz_fern	-186,5	-173,1	64,8	52,3

Tabelle 79 **Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 4 – Rotation und Bodenreaktionskräfte**

T-Test bei unabhängigen Stichproben - Vergleich Männer / Frauen Rampe 6 - normierte Daten					
Translation sagittal	Sig.	Translation transversal	Sig.	Translation longitudinal	Sig.
Min_Knee_nah	0,20	Max_Knee_nah	0,00	Min_Knee_nah	0,81
Max_Knee_fern	0,08	Max_Knee_fern	0,67	Max_Knee_fern	0,64
Min_Tro_nah	0,82	Max_Tro_nah	0,01	Min_Tro_nah	0,11
Min_Tro_fern	0,01	Max_Tro_fern	0,00	Max_Tro_fern	0,02
Min_Sips_nah	0,71	Max_Sips_nah	0,00	Min_Sips_nah	0,40
Min_Sips_fern	0,00	Max_Sips_fern	0,00	Min_Sips_fern	0,13
Min_Sias_nah	0,83	Max_Sias_nah	0,00	Max_Sias_nah	0,47
Max_Sias_fern	0,51	Max_Sias_fern	0,15	Min_Sias_fern	0,00
Max_Shoulder_nah	0,21	Min_Shoulder_nah	0,00	Min_Shoulder_nah	0,00
Min_Shoulder_fern	0,00	Min_Shoulder_fern	0,00	Min_Shoulder_fern	0,59
Max_C7	0,00	Min_C7	0,00	Min_C7	0,00
Max_C5	0,00	Min_C5	0,00	Min_C5	0,96
Max_B2	0,00	Min_B2	0,00	Min_B2	0,00
Max_B4	0,00	Min_B4	0,00	Min_B4	0,00
Max_B6	0,00	Min_B6	0,00	Min_B6	0,02
Max_B8	0,00	Min_B8	0,00	Min_B8	0,01
Max_B10	0,00	Min_B10	0,00	Min_B10	0,05
Max_B12	0,01	Max_B12	0,02	Min_B12	0,70
Max_L2	0,02	Max_L2	0,00	Min_L2	0,59
Max_L4	0,01	Max_L4	0,00	Min_L4	0,06
Min_Elb_nah	0,62	Max_Elb_nah	0,00	Min_Elb_nah	0,00
Max_Elb_fern	0,08	Max_Elb_fern	0,30	Max_Elb_fern	0,24
Max_Hand_nah	0,25	Max_Hand_nah	0,34	Min_Hand_nah	0,00
Min_Hand_fern	0,27	Max_Hand_fern	0,07	Max_Hand_fern	0,00
Min_Had_nah	0,73	Min_Had_nah	0,03	Min_Had_nah	0,35
Max_Had_fern	0,97	Min_Had_fern	0,00	Min_Had_fern	0,00
Max_Had_front	0,32	Min_Had_front	0,35	Min_Had_front	0,01
Max_Had_rear	0,25	Min_Had_rear	0,00	Min_Had_rear	0,00
Rotation	Sig.				
Min_Beckenwinkel_KTA	0,00				
Min_Beckenwinkel_KBA	0,13				
Max_Beckenwinkel_KLA	0,20				
Min_Schulterwinkel_KTA	0,00				
Min_Schulterwinkel_KLA	0,45				
Min_gamma_nah	0,00				
Min_gamma_fern	0,00				
Max_Elb_Winkel_nah	0,01				
Min_Elb_Winkel_fern	0,03				
Min_Knee_Winkel_nah	0,62				
Min_Knee_Winkel_fern	0,01				
Min_FuGe_Winkel_nah	0,00				
Min_FuGe_Winkel_fern	0,25				
Min_Rumpfwinkel_KLA	0,16				
Min_Rumpfwinkel_KTA	0,00				
Max_Fz_nah	0,95				
Max_Fz_fern	0,06				
Min_Fz_fern	0,04				

Tabelle 80 T-Test bei unabhängigen Stichproben (Männer – Frauen) – Rampe 6

Deskriptive Statistik - Vergleich Männer / Frauen Rampe 6 normierte Daten				
Translation sagittal				
	Mittelwert		Standardabweichung	
	männlich	weiblich	männlich	weiblich
Min_Knee_nah	-11,5	-13,6	4,1	5,6
Max_Knee_fern	3,8	2,5	2,5	2,1
Min_Tro_nah	-12,4	-12,7	3,7	5,1
Min_Tro_fern	-2,7	-5,8	3,1	3,6
Min_Sips_nah	-5,8	-5,5	2	2,5
Min_Sips_fern	-2,4	-5,1	1,9	2,3
Min_Sias_nah	-9,4	-9,2	3	3,4
Max_Sias_fern	7,7	8,5	5,3	3,1
Max_Shoulder_nah	9,4	7,6	4,2	4,6
Min_Shoulder_fern	-8,2	-18,3	5,2	7,7
Max_C7	3,7	10,3	3,3	5,3
Max_C5	4	13,8	4,4	8,1
Max_B2	2,7	10,2	3	5,4
Max_B4	1,7	9,2	2,4	5,2
Max_B6	1,5	6,8	2,1	4,6
Max_B8	1,5	6,5	2,3	4,5
Max_B10	1,9	6,1	2,6	4
Max_B12	2,7	5,7	2,7	3,6
Max_L2	3,6	5,7	2,6	3,1
Max_L4	3,5	5,5	2	2,4
Min_Elb_nah	-12,9	-14,5	4,9	13
Max_Elb_fern	8	5,4	4,6	4,2
Max_Hand_nah	24,3	19,5	12,5	13,2
Min_Hand_fern	-9,8	-8,3	4,5	4
Min_Had_nah	-14,7	-14,2	4,1	4,5
Max_Had_fern	10,8	10,8	4,5	4,5
Max_Had_front	8,9	10,9	4,6	7,4
Max_Had_rear	8,7	10,9	4,9	7

Tabelle 81 Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 4 – Translation sagittal

Deskriptive Statistik - Vergleich Männer / Frauen Rampe 6 normierte Daten				
Translation transversal				
	Mittelwert		Standardabweichung	
	männlich	weiblich	männlich	weiblich
Max_Knee_nah	7,6	9,8	2,1	2,5
Max_Knee_fern	9,6	9,3	1,9	2
Max_Tro_nah	10,6	13,3	2,6	3,3
Max_Tro_fern	10,7	14,8	3,4	4
Max_Sips_nah	4,7	11,5	3,2	6,1
Max_Sips_fern	4,6	11,5	3,5	4,8
Max_Sias_nah	12,7	16,2	2,8	3,6
Max_Sias_fern	11,9	13,4	2,6	3,7
Min_Shoulder_nah	-20,7	-40,4	6,2	8,2
Min_Shoulder_fern	-27,3	-48,8	7,2	9,8
Min_C7	-30	-47,3	6,7	9,6
Min_C5	-36,9	-53,9	8,6	9,8
Min_B2	-22,1	-40,7	6,5	9,2
Min_B4	-14,8	-32,6	6,2	9,1
Min_B6	-10	-24,3	5,2	7,5
Min_B8	-6,5	-16,3	4,2	5,9
Min_B10	-4,9	-9,6	3,3	4
Max_B12	4,5	5,9	1,8	1,9
Max_L2	4,9	8,1	1,9	2,4
Max_L4	4,7	10,2	3,1	3,7
Max_Elb_nah	20,2	9,2	5,9	8
Max_Elb_fern	20,3	17,9	5,9	8
Max_Hand_nah	20,2	22,7	8	8,2
Max_Hand_fern	27,4	32,2	5,7	10,2
Min_Had_nah	-37,4	-46,3	10,8	13,2
Min_Had_fern	-35,6	-48,9	12	13
Min_Had_front	-32,6	-37,2	14,2	16,6
Min_Had_rear	-44,4	-60,8	12,6	12

Tabelle 82 **Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 4 – Translation transversal**

Deskriptive Statistik - Vergleich Männer / Frauen Rampe 6 normierte Daten				
Translation longitudinal				
	Mittelwert		Standardabweichung	
	männlich	weiblich	männlich	weiblich
Min_Knee_nah	-0,6	-0,6	0,6	0,5
Max_Knee_fern	3,9	4,5	3,3	4
Min_Tro_nah	-4,5	-6,2	3	3,5
Max_Tro_fern	6,8	10,4	4,4	5,2
Min_Sips_nah	-3,8	-4,3	1,6	2,5
Min_Sips_fern	-2,3	-1,7	1,1	1,3
Max_Sias_nah	3,6	4,2	2,3	2,8
Min_Sias_fern	-0,6	-2,2	0,9	1,8
Min_Shoulder_nah	-32,8	-43,4	5,1	7,9
Min_Shoulder_fern	-5,8	-4,9	4,9	6,3
Min_C7	-4,7	-6,9	1,4	2,5
Min_C5	-6,8	-6,8	1,3	2,4
Min_B2	-3,1	-5,6	2,3	2,1
Min_B4	-2,6	-4,8	2,2	2,2
Min_B6	-3	-4,6	2,2	2,1
Min_B8	-3	-4,9	2,2	2,1
Min_B10	-3,2	-4,5	1,9	2
Min_B12	-3,5	-3,7	1,3	1,4
Min_L2	-3,1	-2,8	1,2	1,4
Min_L4	-2,8	-2	1,2	1,3
Min_Elb_nah	-35,5	-48,1	5,9	7,3
Max_Elb_fern	35	37,3	5,6	6,6
Min_Hand_nah	-37,8	-54,2	8,1	10,2
Max_Hand_fern	34,3	43,2	7,1	8,8
Min_Had_nah	-6,2	-4,7	5,3	3,7
Min_Had_fern	-15,2	-23	5,2	5,9
Min_Had_front	-5,9	-9,9	4,8	5
Min_Had_rear	-7	-12,5	3,4	5,3

Tabelle 83 *Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 4 – Translation longitudinal*

Deskriptive Statistik - Vergleich Männer / Frauen Rampe 6 normierte Daten				
Rotation und Bodenreaktionskräfte				
	Mittelwert		Standardabweichung	
	männlich	weiblich	männlich	weiblich
Min_Beckenwinkel_KTA	-1,9	-3,3	0,7	0,9
Min_Beckenwinkel_KBA	-1,2	-1,8	1,1	1,2
Max_Beckenwinkel_KLA	1,3	1,8	1	1,5
Min_Schulterwinkel_KTA	-7,8	-12,1	1,9	2,3
Min_Schulterwinkel_KLA	-1,3	-1,6	0,8	1,2
Min_gamma_nah	-0,7	-1,1	0,3	0,3
Min_gamma_fern	-0,6	-0,9	0,2	0,3
Max_Elb_Winkel_nah	6,7	4,9	2	2,2
Min_Elb_Winkel_fern	-3,9	-5,3	1,6	2,3
Min_Knee_Winkel_nah	-2,1	-2	0,8	0,8
Min_Knee_Winkel_fern	-1,6	-0,7	1	1
Min_FuGe_Winkel_nah	-3,5	-7,2	2,2	3,2
Min_FuGe_Winkel_fern	-3	-4,5	2,9	4,6
Min_Rumpfwinkel_KLA	-1,9	-2,6	0,7	2,2
Min_Rumpfwinkel_KTA	-7	-11,2	1,8	2,5

Tabelle 84 **Deskriptive Statistik (Männer / Frauen) – Rampe 6 – Rotation und Bodenreaktionskräfte**

Wilcoxon Test - Vergleich CURS / Gesunde Kontrolle (weibliche Probanden) Rampe 2 - normierte Daten					
Translation sagittal	Sig.	Translation transversal	Sig.	Translation longitudinal	Sig.
Max_Knee_nah	0,07	Min_Knee_nah	0,58	Max_Knee_nah	0,75
Min_Knee_fern	0,48	Min_Knee_fern	0,43	Min_Knee_fern	0,64
Max_Tro_nah	0,94	Min_Tro_nah	0,07	Max_Tro_nah	0,16
Max_Tro_fern	0,35	Min_Tro_fern	0,27	Min_Tro_fern	0,81
Max_Sips_nah	0,18	Min_Sips_nah	0,94	Max_Sips_nah	0,81
Max_Sips_fern	0,06	Min_Sips_fern	0,58	Max_Sips_fern	0,64
Max_Sias_nah	0,29	Min_Sias_nah	0,59	Min_Sias_nah	0,33
Min_Sias_fern	0,09	Min_Sias_fern	0,37	Max_Sias_fern	0,51
Min_Shoulder_nah	0,18	Max_Shoulder_nah	1,00	Max_Shoulder_nah	0,75
Max_Shoulder_fern	0,31	Max_Shoulder_fern	0,88	Max_Shoulder_fern	0,86
Min_C7	0,81	Max_C7	0,94	Max_C7	0,01
Min_L2	0,18	Min_L2	0,21	Max_L2	0,81
Min_L4	0,16	Min_L4	0,39	Max_L4	0,16
Max_Elb_nah	0,24	Min_Elb_nah	0,37	Max_Elb_nah	0,81
Min_Elb_fern	0,03	Min_Elb_fern	0,05	Min_Elb_fern	0,21
Min_Hand_nah	0,94	Min_Hand_nah	1,00	Max_Hand_nah	0,64
Max_Hand_fern	0,05	Min_Hand_fern	0,48	Min_Hand_fern	0,05
Max_Had_nah	0,64	Max_Had_nah	0,69	Max_Had_nah	0,01
Min_Had_fern	0,03	Max_Had_fern	0,88	Max_Had_fern	0,88
Min_Had_front	0,44	Max_Had_front	0,10	Max_Had_front	0,44
Min_Had_rear	0,20	Max_Had_rear	0,09	Max_Had_rear	0,72
Rotation	Sig.				
Max_Beckenwinkel_KTA	0,48				
Max_Beckenwinkel_KBA	0,79				
Min_Beckenwinkel_KLA	0,93				
Max_Schulterwinkel_KTA	0,69				
Max_Schulterwinkel_KLA	0,18				
Max_gamma_nah	0,16				
Max_gamma_fern	0,27				
Min_Elb_Winkel_nah	1,00				
Max_Elb_Winkel_fern	0,31				
Max_Knee_Winkel_nah	0,39				
Max_Knee_Winkel_fern	0,75				
Max_FuGe_Winkel_nah	0,05				
Max_FuGe_Winkel_fern	0,04				
Max_Rumpfwinkel_KLA	0,18				
Max_Rumpfwinkel_KTA	0,75				

Tabelle 85 Wilcoxon-Test (CURS – KG) – weibliche Probanden – Rampe 2

Wilcoxon Test - Vergleich CURS / Gesunde Kontrolle (männliche Probanden) Rampe 2 - normierte Daten					
Translation sagittal	Sig.	Translation transversal	Sig.	Translation longitudinal	Sig.
Max Knee nah	0,33	Min Knee nah	0,21	Max Knee nah	0,40
Min Knee fern	0,78	Min Knee fern	0,40	Min Knee fern	0,09
Max Tro nah	0,09	Min Tro nah	0,40	Max Tro nah	0,12
Max Tro fern	0,07	Min Tro fern	0,89	Min Tro fern	0,26
Max Sips nah	0,12	Min Sips nah	1,00	Max Sips nah	0,40
Max Sips fern	0,12	Min Sips fern	0,67	Max Sips fern	0,78
Max Sias nah	0,50	Min Sias nah	0,02	Min Sias nah	0,06
Min Sias fern	0,75	Min Sias fern	0,18	Max Sias fern	0,35
Min Shoulder nah	1,00	Max Shoulder nah	0,16	Max Shoulder nah	0,58
Max Shoulder fern	0,48	Max Shoulder fern	0,26	Max Shoulder fern	0,61
Min C7	0,12	Max C7	0,04	Max C7	0,26
Min L2	0,16	Min L2	0,05	Max L2	0,09
Min L4	0,16	Min L4	0,58	Max L4	0,33
Max Elb nah	0,67	Min Elb nah	0,33	Max Elb nah	0,07
Min Elb fern	0,89	Min Elb fern	0,12	Min Elb fern	0,21
Min Hand nah	0,67	Min Hand nah	0,26	Max Hand nah	0,07
Max Hand fern	0,12	Min Hand fern	0,07	Min Hand fern	0,33
Max Had nah	0,33	Max Had nah	0,33	Max Had nah	0,16
Min Had fern	0,40	Max Had fern	0,67	Max Had fern	0,78
Min Had front	0,07	Max Had front	0,26	Max Had front	0,02
Min Had rear	0,07	Max Had rear	1,00	Max Had rear	0,50
Rotation	Sig.				
Max Beckenwinkel_KTA	0,12				
Max Beckenwinkel_KBA	0,92				
Min Beckenwinkel_KLA	0,89				
Max Schulterwinkel_KTA	0,48				
Max Schulterwinkel_KLA	0,40				
Max gamma_nah	0,33				
Max gamma_fern	0,89				
Min Elb_Winkel_nah	0,78				
Max Elb_Winkel_fern	0,02				
Max Knee_Winkel_nah	0,67				
Max Knee_Winkel_fern	0,04				
Max_FuGe_Winkel_nah	0,26				
Max_FuGe_Winkel_fern	0,09				
Max_Rumpfwinkel_KLA	0,89				
Max_Rumpfwinkel_KTA	1,00				

Tabelle 86 Wilcoxon-Test (CURS – KG) – männliche Probanden – Rampe 2

Deskriptive Statistik - Vergleich CURS / gesunde Kontrolle - Rampe 2 Translation sagittal

	weibliche Probanden				männliche Probanden			
	Mittelwert		Std.		Mittelwert		Std.	
	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund
Max_Knee_nah	9,6	3,9	8,6	9,9	7,8	11	4,2	7,2
Min_Knee_fern	-3,7	-5,7	4	5	-5,2	-4,6	2,4	6,3
Max_Tro_nah	36,5	37,3	18,3	7,7	28,1	16,5	7,7	11,7
Max_Tro_fern	6,4	4,4	7,4	3,5	1	8,5	3,8	6,7
Max_Sips_nah	23,2	20	5	5,8	11,4	16,5	3,9	7,2
Max_Sips_fern	15,3	11,9	3,2	4,8	6,2	11,5	4	6,8
Max_Sias_nah	34,9	30,5	11,5	6,5	18,2	22,2	9,1	9,9
Min_Sias_fern	-5,4	-3,4	3,8	3,2	-3,8	-3,8	3,6	3,6
Min_Shoulder_nah	-3,3	-1,4	4,9	2,5	-1,8	-1,5	2,9	2,2
Max_Shoulder_fern	15	12,1	8,8	7,4	10,5	12,4	6,6	6,1
Min_C7	-14,4	-15,4	6,6	7	-12,2	-15,2	5,5	3,7
Min_L2	-18,3	-15,1	4,8	7,6	-6,3	-12,9	6,4	7,8
Min_L4	-18,8	-16,4	3,5	5,5	-9,5	-14	3,8	7
Max_Elb_nah	24,4	20,8	11,4	8,1	16,3	19	7,8	7,1
Min_Elb_fern	-5,5	-10,7	4,6	6,2	-6	-6,2	2,4	8,4
Min_Hand_nah	-55,2	-55,8	29,8	28,5	-78,2	-74,1	10,5	18,1
Max_Hand_fern	11,3	5,5	7,5	5,2	12,3	7,6	9,9	7,5
Max_Had_nah	18,5	19,4	5,9	7	19,1	22,8	6,6	7,1
Min_Had_fern	-22,4	-16,4	3,5	6,7	-7,6	-13,1	8,1	11,4
Min_Had_front	-10,6	-13,5	8,1	6	-24,6	-11,4	12,7	9,1
Min_Had_rear	-14,3	-7,9	9,7	10,2	-13,6	-26	6,3	18,7

Translation transversal

	weibliche Probanden				männliche Probanden			
	Mittelwert		Std.		Mittelwert		Std.	
	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund
Min_Knee_nah	-9,5	-7,9	6,6	5,1	-12,3	-9,1	5	2,9
Min_Knee_fern	-10,5	-9,1	5,2	3,4	-10,4	-8,6	3,7	1,8
Min_Tro_nah	-19,9	-15,4	5,7	4,4	-19,7	-16,6	5,8	5,5
Min_Tro_fern	-18,8	-16,1	4,5	4,4	-15,4	-14,9	4,3	3,4
Min_Sips_nah	-7,2	-8	1,1	4,3	-7,3	-7,9	2,7	3,8
Min_Sips_fern	-6,1	-7,3	1	4,2	-6,8	-8	2,8	3,3
Min_Sias_nah	-20,5	-19,1	8,7	5,6	-22,1	-15	11,2	4,1
Min_Sias_fern	-22,3	-19,3	9,2	5,6	-14	-15,5	7	4
Max_Shoulder_nah	70,1	67,3	14,2	9,9	52,4	39	6,6	19
Max_Shoulder_fern	59,4	56,5	17,5	13,2	38,7	30,5	8,3	14,2
Max_C7	80,3	75,4	20,8	13	58,4	30,6	8,9	23,9
Min_L2	-5,6	-7,7	2,9	4,8	-1,9	-5	2,9	3
Min_L4	-6,2	-7,3	1,5	3,9	-7	-5,8	2,8	2,6
Min_Elb_nah	-19	-26,6	16,2	15,6	-35,8	-32	9,1	10,7
Min_Elb_fern	-7,1	-13,5	5,5	9,6	-18	-11,6	7,2	11,7
Min_Hand_nah	-55,7	-58	27,5	34,3	-41,7	-31,6	20,1	27,9
Min_Hand_fern	-33,7	-36,6	9	11,9	-31,3	-15,2	9,2	16,3
Max_Had_nah	73,9	74,1	18,6	17,7	58,4	52,1	12,8	28,6
Max_Had_fern	73,3	72,2	18,3	21,6	58,4	53,5	13,9	29,4
Max_Had_front	54,8	73,2	29,8	26,9	52,9	34,8	26,7	43,6
Max_Had_rear	98	78,1	15,7	22,5	66,1	69,8	8,7	21,2

Tabelle 87 Deskriptive Statistik – Vergleich CURS / KG – weibliche und männliche Probanden –
Rampe 2 – Translation sagittal und transversal

Deskriptive Statistik - Vergleich CURS / gesunde Kontrolle - Rampe 2 Translation longitudinal								
	weibliche Probanden				männliche Probanden			
	Mittelwert		Std.		Mittelwert		Std.	
	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund
Max_Knee_nah	3	2,9	2,1	1,4	2,5	2	1,4	1,1
Min_Knee_fern	-1,1	-1,2	1	0,5	-1,1	-0,5	0,7	0,5
Max_Tro_nah	16,5	11,4	11	4,3	7,7	3,6	3,8	3,7
Min_Tro_fern	-4,5	-4,9	3,7	4,8	-3,7	-1,8	3,4	0,7
Max_Sips_nah	10,4	10,1	4,1	4,1	5,3	3,2	4,2	3,9
Max_Sips_fern	4,4	4,5	2,7	3,2	1,1	0,6	1,2	1,8
Min_Sias_nah	-0,2	-0,1	0,3	0,1	0,3	-0,1	0,3	0,2
Max_Sias_fern	0,7	0,8	0,6	1	0,2	0,4	0,7	0,4
Max_Shoulder_nah	54,9	55,8	8,8	13,9	45,7	40,7	8,5	14,1
Max_Shoulder_fern	0	0,6	0	1,3	0,4	0,5	0,9	0,8
Max_C7	4,6	8,6	2	5,7	2,8	1,9	1,2	2,7
Max_L2	6,9	6	3,2	2,2	1,9	4,1	2,7	2,2
Max_L4	6,1	6,8	3,2	3,2	3,2	2	2,4	2,8
Max_Elb_nah	73	71,8	15,9	7,3	60,9	47,6	12,4	16,2
Min_Elb_fern	-41,2	-33,8	15,6	7,4	-39,6	-32,5	11,8	10
Max_Hand_nah	96	99,3	20,1	26,9	94,1	76,1	24,1	18,3
Min_Hand_fern	-47,8	-39,9	14,9	11	-38,9	-33,6	8	10,4
Max_Had_nah	3,4	8,7	3,9	3,7	5,3	7,4	3,5	5,5
Max_Had_fern	11	10,8	4,9	4,6	5,5	6,4	2,5	4,4
Max_Had_front	5,4	7	4,2	3,4	7,6	0,6	3,9	3,2
Max_Had_rear	7	9	6,5	3,8	6,1	4,8	5,2	1,3
Rotation								
	weibliche Probanden				männliche Probanden			
	Mittelwert		Std.		Mittelwert		Std.	
	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund
Max_Beckenwinkel_KTA	4,6	4,1	1,9	1,2	2,9	1,3	1,5	1,6
Max_Beckenwinkel_KBA	0,8	0,9	0,8	1,4	0,3	0,5	0,4	0,9
Min_Beckenwinkel_KLA	-2,7	-2,6	1,4	3,3	-1,8	-1,9	1,2	2,5
Max_Schulterwinkel_KTA	17,8	16,4	3,2	2,7	10,2	9,3	1,1	4,1
Max_Schulterwinkel_KLA	1,2	0,8	1,1	0,7	0,5	0,6	1,4	0,6
Max_gamma_nah	1,3	1,1	0,4	0,3	1,2	1	0,3	0,4
Max_gamma_fern	1,6	1,4	0,4	0,3	0,9	0,9	0,2	0,3
Min_Elb_Winkel_nah	-16,8	-18,1	6,9	10,5	-17,1	-15,8	4,5	4,3
Max_Elb_Winkel_fern	2,9	3,4	1,7	1,6	2,4	0,6	1,2	1
Max_Knee_Winkel_nah	5	4,1	3,4	2,1	2,9	2,7	1,2	1
Max_Knee_Winkel_fern	0,7	0,7	0,6	0,5	0	0,7	0,3	0,8
Max_FuGe_Winkel_nah	6,8	2,8	5,8	6,3	3,7	7,3	2	5,8
Max_FuGe_Winkel_fern	5,2	2,6	2,6	2,3	0,7	2,6	0,6	3,1
Max_Rumpfwinkel_KLA	3	2,1	1,7	2	1,2	1,3	1,4	1,6
Max_Rumpfwinkel_KTA	13,3	12,9	2,2	2,9	7,9	8	1,6	4,3

Tabelle 88 Deskriptive Statistik – Vergleich CURS / KG – weibliche und männliche Probanden –
Rampe 2 – Translation longitudinal und Rotation

Wilcoxon Test - Vergleich CURS / Gesunde Kontrolle (weibliche Probanden) Rampe 4 - normierte Daten					
Translation sagittal	Sig.	Translation transversal	Sig.	Translation longitudinal	Sig.
Min_Knee_nah	0,69	Max_Knee_nah	1,00	Min_Knee_nah	0,53
Max_Knee_fern	0,53	Max_Knee_fern	1,00	Max_Knee_fern	0,39
Min_Tro_nah	0,35	Max_Tro_nah	0,75	Min_Tro_nah	0,58
Min_Tro_fern	0,64	Max_Tro_fern	0,81	Max_Tro_fern	0,81
Min_Sips_nah	0,94	Max_Sips_nah	0,88	Min_Sips_nah	0,18
Min_Sips_fern	0,21	Max_Sips_fern	0,64	Min_Sips_fern	0,58
Min_Sias_nah	0,75	Max_Sias_nah	0,14	Max_Sias_nah	0,27
Max_Sias_fern	0,21	Max_Sias_fern	0,48	Min_Sias_fern	0,03
Max_Shoulder_nah	0,58	Min_Shoulder_nah	0,27	Min_Shoulder_nah	0,75
Min_Shoulder_fern	0,08	Min_Shoulder_fern	0,21	Min_Shoulder_fern	0,20
Max_C7	0,03	Min_C7	0,43	Min_C7	0,75
Max_L2	0,27	Max_L2	0,53	Min_L2	0,39
Max_L4	0,35	Max_L4	0,94	Min_L4	0,27
Min_Elb_nah	0,53	Max_Elb_nah	0,18	Min_Elb_nah	0,48
Max_Elb_fern	0,39	Max_Elb_fern	0,10	Max_Elb_fern	0,21
Max_Hand_nah	1,00	Max_Hand_nah	0,58	Min_Hand_nah	0,53
Min_Hand_fern	0,14	Max_Hand_fern	0,02	Max_Hand_fern	0,24
Min_Had_nah	0,12	Min_Had_nah	0,53	Min_Had_nah	0,53
Max_Had_fern	0,03	Min_Had_fern	0,43	Min_Had_fern	0,48
Max_Had_front	0,07	Min_Had_front	0,80	Min_Had_front	0,53
Max_Had_rear	0,96	Min_Had_rear	0,20	Min_Had_rear	0,75
Rotation	Sig.				
Min_Beckenwinkel_KTA	0,27				
Min_Beckenwinkel_KBA	0,06				
Max_Beckenwinkel_KLA	0,35				
Min_Schulterwinkel_KTA	0,58				
Min_Schulterwinkel_KLA	0,58				
Min_gamma_nah	0,31				
Min_gamma_fern	0,81				
Max_Elb_Winkel_nah	0,35				
Min_Elb_Winkel_fern	0,12				
Min_Knee_Winkel_nah	0,24				
Min_Knee_Winkel_fern	0,21				
Min_FuGe_Winkel_nah	0,94				
Min_FuGe_Winkel_fern	0,69				
Min_Rumpfwinkel_KLA	0,64				
Min_Rumpfwinkel_KTA	0,43				

Tabelle 89 Wilcoxon-Test (CURS – KG) – weibliche Probanden – Rampe 4

Wilcoxon Test - Vergleich CURS / Gesunde Kontrolle (männliche Probanden) Rampe 4 - normierte Daten					
Translation sagittal	Sig.	Translation transversal	Sig.	Translation longitudinal	Sig.
Min_Knee_nah	0,58	Max_Knee_nah	0,48	Min_Knee_nah	0,01
Max_Knee_fern	0,58	Max_Knee_fern	0,33	Max_Knee_fern	0,78
Min_Tro_nah	0,40	Max_Tro_nah	0,33	Min_Tro_nah	0,78
Min_Tro_fern	0,16	Max_Tro_fern	0,67	Max_Tro_fern	0,26
Min_Sips_nah	0,02	Max_Sips_nah	0,48	Min_Sips_nah	0,67
Min_Sips_fern	0,21	Max_Sips_fern	0,48	Min_Sips_fern	0,33
Min_Sias_nah	0,16	Max_Sias_nah	0,16	Max_Sias_nah	0,05
Max_Sias_fern	0,06	Max_Sias_fern	0,40	Min_Sias_fern	0,09
Max_Shoulder_nah	0,48	Min_Shoulder_nah	0,21	Min_Shoulder_nah	0,89
Min_Shoulder_fern	0,26	Min_Shoulder_fern	0,33	Min_Shoulder_fern	0,07
Max_C7	0,26	Min_C7	0,01	Min_C7	0,33
Max_L2	0,12	Max_L2	0,16	Min_L2	0,58
Max_L4	0,26	Max_L4	0,40	Min_L4	1,00
Min_Elb_nah	0,67	Max_Elb_nah	0,48	Min_Elb_nah	0,78
Max_Elb_fern	0,07	Max_Elb_fern	0,40	Max_Elb_fern	0,12
Max_Hand_nah	0,78	Max_Hand_nah	0,02	Min_Hand_nah	0,21
Min_Hand_fern	0,58	Max_Hand_fern	0,04	Max_Hand_fern	0,16
Min_Had_nah	0,16	Min_Had_nah	0,67	Min_Had_nah	0,33
Max_Had_fern	0,58	Min_Had_fern	0,40	Min_Had_fern	0,67
Max_Had_front	1,00	Min_Had_front	0,40	Min_Had_front	0,26
Max_Had_rear	0,02	Min_Had_rear	0,16	Min_Had_rear	0,67
Rotation	Sig.				
Min_Beckenwinkel_KTA	0,16				
Min_Beckenwinkel_KBA	0,26				
Max_Beckenwinkel_KLA	0,58				
Min_Schulterwinkel_KTA	0,40				
Min_Schulterwinkel_KLA	0,58				
Min_gamma_nah	0,05				
Min_gamma_fern	0,48				
Max_Elb_Winkel_nah	0,12				
Min_Elb_Winkel_fern	0,03				
Min_Knee_Winkel_nah	0,26				
Min_Knee_Winkel_fern	0,26				
Min_FuGe_Winkel_nah	0,67				
Min_FuGe_Winkel_fern	0,07				
Min_Rumpfwinkel_KLA	0,58				
Min_Rumpfwinkel_KTA	0,48				

Tabelle 90 Wilcoxon-Test (CURS – KG) – männliche Probanden – Rampe 4

Deskriptive Statistik - Vergleich CURS / gesunde Kontrolle - Rampe 4 Translation sagittal								
	weibliche Probanden				männliche Probanden			
	Mittelwert		Std.		Mittelwert		Std.	
	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund
Min_Knee_nah	-12,5	-15,8	7,2	14,4	-16	-12,9	7,2	12,5
Max_Knee_fern	1,8	1,9	2,5	2,3	2,7	1,7	2,7	1,7
Min_Tro_nah	-21,3	-16,6	14,4	10,7	-16,2	-20	9	9
Min_Tro_fern	-5,8	-6,6	3,7	4,5	-2,5	-4,7	2,6	2,6
Min_Sips_nah	-13,3	-14,6	8,1	6,5	-5,6	-12,2	3	5,9
Min_Sips_fern	-8	-10,9	4,9	4,5	-3,4	-7,6	3,7	5
Min_Sias_nah	-18,7	-16,9	12,8	10,4	-9,1	-14,7	7,3	9,3
Max_Sias_fern	9,6	7,8	3,1	5,1	8,8	4,9	3,2	2,4
Max_Shoulder_nah	3,7	1,9	4,9	2,2	4,2	3,7	4,5	4,5
Min_Shoulder_fern	-20,8	-33	7,9	18,3	-14,7	-10,6	8	7,9
Max_C7	20,2	33,3	8,5	15,3	15,5	11	7	12,5
Max_L2	12,7	17,3	5,1	7,5	3,2	8,1	5,4	5,5
Max_L4	10	12,7	5,2	5	6,5	10,3	2,9	5,4
Min_Elb_nah	-18,6	-19,1	11,9	9,1	-13,8	-14,3	5,3	4,3
Max_Elb_fern	8,6	7,5	9,4	6,6	8,1	3,2	6,6	4,5
Max_Hand_nah	20,7	21	9,3	18,5	32,2	31,3	8,4	10,5
Min_Hand_fern	-12,5	-8,5	5	5,8	-12,9	-15,3	8,7	3,9
Min_Had_nah	-26,3	-37	11	16,6	-18,6	-13,7	6,4	7,6
Max_Had_fern	18,4	10,1	9,6	4,9	10,5	10	4,9	5,2
Max_Had_front	17,1	29,9	15,7	17,9	10	11,6	8,5	9,3
Max_Had_rear	25,4	26,6	14	20,9	19	6,4	7,7	6,1
Translation transversal								
	weibliche Probanden				männliche Probanden			
	Mittelwert		Std.		Mittelwert		Std.	
	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund
Max_Knee_nah	13,3	13,2	5,8	3,1	13,9	11,9	3,9	2,1
Max_Knee_fern	12,6	11,6	6,8	3,9	16,2	12,6	5,7	3,4
Max_Tro_nah	21,3	20,7	6,8	6	25,1	19,8	6,9	4,9
Max_Tro_fern	21,2	21,2	7,1	6,5	21,1	19,4	4,4	4,8
Max_Sips_nah	13,2	13,4	3,9	7,8	13,5	12	4,3	3
Max_Sips_fern	12,4	12,3	3,5	7,7	13,6	11,4	4,4	3,5
Max_Sias_nah	23,5	20,8	8	9,1	23	17,1	13,2	8
Max_Sias_fern	20,9	18,8	6,8	8,4	17,9	15,5	7,7	7,1
Min_Shoulder_nah	-56,7	-62,4	16,1	15,2	-42,1	-34,4	10,9	10,8
Min_Shoulder_fern	-65,8	-73,6	17,7	19,3	-50,3	-41,8	16,3	14,9
Min_C7	-75,9	-79,7	20,2	18,5	-61,4	-34,3	15,1	17,5
Max_L2	10,9	9,6	3,9	4,7	6	8,5	4,8	2,1
Max_L4	11,7	11,8	4,1	6,4	12,6	10,5	3,7	3,1
Max_Elb_nah	16,1	10,5	8,9	11,5	22	23,3	4,8	2,4
Max_Elb_fern	13,6	20,6	6,4	12,5	27,3	23	14,6	9,6
Max_Hand_nah	27,2	26,3	9,4	9	30,5	20,4	7,6	6,4
Max_Hand_fern	46,7	68,1	12,3	28,2	44,8	24,3	12	21,2
Min_Had_nah	-76,4	-83,1	23,5	22,4	-62,3	-58,4	13,3	30,1
Min_Had_fern	-76,5	-85	16,9	23,6	-69,2	-59,5	15,7	31,2
Min_Had_front	-71,1	-76,9	23,1	24,9	-68,7	-58,7	12,4	47,2
Min_Had_rear	-95,2	-73,6	21,3	42,8	-71,9	-53,1	13,7	31,5

Tabelle 91 Deskriptive Statistik – Vergleich CURS / KG – weibliche und männliche Probanden –
Rampe 4 – Translation sagittal und transversal

Deskriptive Statistik - Vergleich CURS / gesunde Kontrolle - Rampe 4 Translation longitudinal								
	weibliche Probanden				männliche Probanden			
	Mittelwert		Std.		Mittelwert		Std.	
	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund
Min_Knee_nah	-0,7	-1,3	0,6	2,2	-1,6	0,2	1,1	0,9
Max_Knee_fern	2,7	3,9	2,1	3,2	2	1,7	0,6	2,5
Min_Tro_nah	-8,4	-8,8	3,4	5,4	-6,5	-4	5,2	4,6
Max_Tro_fern	8,5	9,7	3,8	6,5	6,4	3,8	3,6	3,5
Min_Sips_nah	-6,6	-5,4	3,9	3,1	-4,9	-3,7	2,3	1,7
Min_Sips_fern	-3,2	-2,5	2,1	1,9	-3,3	-2,4	1,4	1,3
Max_Sias_nah	1,3	0,7	1,1	1	1,9	0,5	2,2	0,7
Min_Sias_fern	-0,2	-0,5	0,3	0,5	-0,3	-0,6	0,2	0,5
Min_Shoulder_nah	-57,1	-54,4	12,5	14	-32,5	-31,5	9,6	9,6
Min_Shoulder_fern	-0,8	-1,1	1,3	3,2	-1,9	-0,8	1,6	0,9
Min_C7	-11,7	-12,5	5,3	6,6	-4,8	-3,9	1,4	2,8
Min_L2	-3,8	-3	2	2	-2,2	-2,4	1,3	1,5
Min_L4	-3,8	-2,9	2,3	2,1	-2,6	-2,6	1,2	1,3
Min_Elb_nah	-55,3	-52,1	13,4	8,3	-32,9	-31,4	8,2	8,1
Max_Elb_fern	48,8	56,2	10,5	15,8	53,7	43,3	23,3	18,7
Min_Hand_nah	-60,8	-62,7	16,8	12,3	-39,9	-35	7,9	8,9
Max_Hand_fern	61,2	73,4	15,6	27	59,1	41,4	21,2	18,4
Min_Had_nah	-11,8	-13,8	8,4	7,1	-14,8	-10,8	5,7	8,1
Min_Had_fern	-22,2	-23,1	5,1	7,1	-8	-7,5	6	7,7
Min_Had_front	-10,1	-12,2	8,2	7,8	-9,7	-5	7,3	5,4
Min_Had_rear	-17,7	-18,5	11,2	11,9	-6,4	-5,3	6	4,5
Rotation								
	weibliche Probanden				männliche Probanden			
	Mittelwert		Std.		Mittelwert		Std.	
	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund
Min_Beckenwinkel_KTA	-3,9	-4,4	1,6	0,8	-3,5	-1,6	2,2	1,5
Min_Beckenwinkel_KBA	-1,6	-1	1,3	1,1	-1,1	-0,8	1	1
Max_Beckenwinkel_KLA	1,5	1,3	1,1	1,4	1,4	1,9	1	2
Min_Schulterwinkel_KTA	-15,8	-15,7	3,7	3,5	-8,5	-7,9	1,4	3,6
Min_Schulterwinkel_KLA	-1,5	-1,4	0,7	0,9	-0,5	-0,5	0,8	0,6
Min_gamma_nah	-1,6	-1,7	0,4	0,5	-1,7	-1,2	0,4	0,4
Min_gamma_fern	-1,4	-1,4	0,5	0,4	-1,3	-1,1	0,3	0,3
Max_Elb_Winkel_nah	7	6,6	2,2	6,6	7,2	8,7	1,7	2,9
Min_Elb_Winkel_fern	-5,7	-7,4	3	3,5	-4,9	-2,3	2	3
Min_Knee_Winkel_nah	-3,3	-2,7	2	1,3	-2,2	-2,6	0,9	1,1
Min_Knee_Winkel_fern	-1	-1,5	0,8	1,3	-0,8	-0,4	0,7	0,4
Min_FuGe_Winkel_nah	-7	-7,2	4,3	3,6	-4,8	-5,8	1,6	3,2
Min_FuGe_Winkel_fern	-6,1	-7,8	3,5	6,5	-3,7	-0,5	3,4	3,3
Min_Rumpfwinkel_KLA	-1,7	-2,1	0,9	2,1	-1,5	-2	1	1,9
Min_Rumpfwinkel_KTA	-12,3	-12,3	2,4	2,2	-6,7	-6,9	1,1	2,3

Tabelle 92 Deskriptive Statistik – Vergleich CURS / KG – weibliche und männliche Probanden –
Rampe 4 – Translation longitudinal und Rotation

Wilcoxon Test - Vergleich CURS / Gesunde Kontrolle (weibliche Probanden) Rampe 6 - normierte Daten					
Translation sagittal	Sig.	Translation transversal	Sig.	Translation longitudinal	Sig.
Min_Knee_nah	0,14	Max_Knee_nah	0,75	Min_Knee_nah	0,35
Max_Knee_fern	0,72	Max_Knee_fern	0,53	Max_Knee_fern	0,88
Min_Tro_nah	0,31	Max_Tro_nah	0,48	Min_Tro_nah	0,94
Min_Tro_fern	0,48	Max_Tro_fern	0,69	Max_Tro_fern	0,48
Min_Sips_nah	0,16	Max_Sips_nah	0,81	Min_Sips_nah	0,18
Min_Sips_fern	0,93	Max_Sips_fern	0,88	Min_Sips_fern	0,43
Min_Sias_nah	0,21	Max_Sias_nah	0,72	Max_Sias_nah	0,06
Max_Sias_fern	0,72	Max_Sias_fern	0,79	Min_Sias_fern	0,48
Max_Shoulder_nah	0,15	Min_Shoulder_nah	0,81	Min_Shoulder_nah	0,05
Min_Shoulder_fern	0,18	Min_Shoulder_fern	0,07	Min_Shoulder_fern	0,65
Max_C7	0,06	Min_C7	0,58	Min_C7	0,39
Max_L2	0,58	Max_L2	0,53	Min_L2	0,24
Max_L4	0,75	Max_L4	0,12	Min_L4	0,39
Min_Elb_nah	0,53	Max_Elb_nah	0,27	Min_Elb_nah	0,18
Max_Elb_fern	0,75	Max_Elb_fern	0,02	Max_Elb_fern	0,12
Max_Hand_nah	0,59	Max_Hand_nah	0,75	Min_Hand_nah	0,35
Min_Hand_fern	0,94	Max_Hand_fern	0,00	Max_Hand_fern	0,64
Min_Had_nah	0,12	Min_Had_nah	0,48	Min_Had_nah	0,66
Max_Had_fern	0,08	Min_Had_fern	0,35	Min_Had_fern	0,75
Max_Had_front	0,21	Min_Had_front	0,51	Min_Had_front	0,31
Max_Had_rear	0,58	Min_Had_rear	0,48	Min_Had_rear	0,78
Rotation	Sig.				
Min_Beckenwinkel_KTA	0,08				
Min_Beckenwinkel_KBA	0,37				
Max_Beckenwinkel_KLA	0,58				
Min_Schulterwinkel_KTA	0,81				
Min_Schulterwinkel_KLA	0,88				
Min_gamma_nah	0,58				
Min_gamma_fern	0,64				
Max_Elb_Winkel_nah	0,58				
Min_Elb_Winkel_fern	0,81				
Min_Knee_Winkel_nah	0,75				
Min_Knee_Winkel_fern	0,24				
Min_FuGe_Winkel_nah	0,31				
Min_FuGe_Winkel_fern	0,72				
Min_Rumpfwinkel_KLA	0,27				
Min_Rumpfwinkel_KTA	0,75				

Tabelle 93 Wilcoxon-Test (CURS – KG) – weibliche Probanden – Rampe 6

Wilcoxon Test - Vergleich CURS / Gesunde Kontrolle (männliche Probanden) Rampe 6 - normierte Daten

Translation sagittal	Sig.	Translation transversal	Sig.	Translation longitudinal	Sig.
Min_Knee_nah	0,48	Max_Knee_nah	0,58	Min_Knee_nah	0,07
Max_Knee_fern	0,21	Max_Knee_fern	0,21	Max_Knee_fern	0,78
Min_Tro_nah	0,48	Max_Tro_nah	0,09	Min_Tro_nah	0,58
Min_Tro_fern	0,04	Max_Tro_fern	0,33	Max_Tro_fern	0,33
Min_Sips_nah	0,26	Max_Sips_nah	0,67	Min_Sips_nah	0,48
Min_Sips_fern	0,01	Max_Sips_fern	0,48	Min_Sips_fern	0,33
Min_Sias_nah	0,18	Max_Sias_nah	0,18	Max_Sias_nah	0,13
Max_Sias_fern	0,60	Max_Sias_fern	0,74	Min_Sias_fern	0,35
Max_Shoulder_nah	0,16	Min_Shoulder_nah	0,33	Min_Shoulder_nah	0,33
Min_Shoulder_fern	0,58	Min_Shoulder_fern	0,33	Min_Shoulder_fern	0,26
Max_C7	0,01	Min_C7	0,02	Min_C7	0,67
Max_L2	0,07	Max_L2	0,40	Min_L2	0,40
Max_L4	0,01	Max_L4	0,09	Min_L4	0,78
Min_Elb_nah	0,48	Max_Elb_nah	0,12	Min_Elb_nah	0,21
Max_Elb_fern	0,67	Max_Elb_fern	0,21	Max_Elb_fern	0,26
Max_Hand_nah	0,58	Max_Hand_nah	0,40	Min_Hand_nah	0,58
Min_Hand_fern	0,26	Max_Hand_fern	0,04	Max_Hand_fern	0,33
Min_Had_nah	0,21	Min_Had_nah	0,89	Min_Had_nah	0,67
Max_Had_fern	0,67	Min_Had_fern	0,78	Min_Had_fern	0,78
Max_Had_front	0,46	Min_Had_front	0,92	Min_Had_front	0,31
Max_Had_rear	0,18	Min_Had_rear	0,50	Min_Had_rear	0,50
Rotation	Sig.				
Min_Beckenwinkel_KTA	0,04				
Min_Beckenwinkel_KBA	0,50				
Max_Beckenwinkel_KLA	0,67				
Min_Schulterwinkel_KTA	0,21				
Min_Schulterwinkel_KLA	0,67				
Min_gamma_nah	0,12				
Min_gamma_fern	0,33				
Max_Elb_Winkel_nah	0,89				
Min_Elb_Winkel_fern	0,21				
Min_Knee_Winkel_nah	0,26				
Min_Knee_Winkel_fern	0,02				
Min_FuGe_Winkel_nah	0,48				
Min_FuGe_Winkel_fern	0,26				
Min_Rumpfwinkel_KLA	0,16				
Min_Rumpfwinkel_KTA	0,48				

Tabelle 94 Wilcoxon-Test (CURS – KG) – männliche Probanden – Rampe 6

Deskriptive Statistik - Vergleich CURS / gesunde Kontrolle - Rampe 6 Translation sagittal								
	weibliche Probanden				männliche Probanden			
	Mittelwert		Std.		Mittelwert		Std.	
	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund
Min_Knee_nah	-8,3	-12,8	3,9	6,7	-16	-9,9	6,4	6,8
Max_Knee_fern	1,5	1,9	2,5	2,3	2,7	5	5,5	2,6
Min_Tro_nah	-12,4	-10,3	8,4	5,7	-16,2	-10,7	3,2	3,6
Min_Tro_fern	-3,8	-4,5	2,6	3	-2,5	-2,1	2,1	1,4
Min_Sips_nah	-6,3	-4,4	3,3	2,1	-5,6	-3,8	2,9	1,8
Min_Sips_fern	-4,7	-3,8	3,1	2,1	-3,4	-1,7	3,2	1,1
Min_Sias_nah	-9,6	-7,5	4,7	3	-9,1	-8,4	2,6	2,8
Max_Sias_fern	9,5	8,7	3	4,1	8,8	10	3,8	7,1
Max_Shoulder_nah	5,1	2,4	4,6	3,6	4,2	6,2	5,4	4,4
Min_Shoulder_fern	-12,7	-17,4	8,8	8,5	-14,7	-13,2	8,4	6,3
Max_C7	10,1	15	4,6	5,9	15,5	1,3	5,1	2,8
Max_L2	5	5,5	3,2	2,5	3,2	2,9	3,3	1,2
Max_L4	4,7	4,8	3	2,5	6,5	2,6	2,8	0,8
Min_Elb_nah	-13,3	-21	5	14,6	-13,8	-12,1	3	3,5
Max_Elb_fern	6,4	5,2	5,6	4,9	8,1	4,5	4,7	6,6
Max_Hand_nah	17,7	19,8	11,2	14,5	32,2	30,8	10,2	10,7
Min_Hand_fern	-9,7	-9,3	4,7	4,2	-12,9	-10	3,3	1,7
Min_Had_nah	-13,8	-17,5	3,4	5,6	-18,6	-11	2,2	4,9
Max_Had_fern	13	8,8	4,2	4	10,5	10	5,4	4,7
Max_Had_front	9,6	13,9	6,3	7,5	10	9	6,7	8,3
Max_Had_rear	12,5	14,3	6,8	9,1	19	5,2	5,4	4,1
Translation transversal								
	weibliche Probanden				männliche Probanden			
	Mittelwert		Std.		Mittelwert		Std.	
	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund
Max_Knee_nah	9,3	9,2	3,4	3,1	13,9	8,5	2,9	1,3
Max_Knee_fern	8,7	8,9	3,5	2,4	16,2	10	3,2	2,9
Max_Tro_nah	14,7	12,9	4,3	3,1	25,1	12,4	4,1	3,4
Max_Tro_fern	14,4	14,6	2,2	4,9	21,1	13,1	2	4,5
Max_Sips_nah	9,2	10,2	1,4	5,5	13,5	8,7	4	5,7
Max_Sips_fern	9,1	9,9	1,3	5,5	13,6	8,7	4,4	5,6
Max_Sias_nah	17,3	17,9	4,3	6,9	23	14,5	5,7	4,7
Max_Sias_fern	14	14,9	3,8	5,4	17,9	12,3	6,2	2,6
Min_Shoulder_nah	-34,8	-35,8	4	7,7	-42,1	-22,3	3,7	4,6
Min_Shoulder_fern	-39	-44,3	4	9,8	-50,3	-28	8,5	6,8
Min_C7	-42,3	-44,5	4,4	8,9	-61,4	-25,6	8,4	7,1
Max_L2	6,9	6,5	1,8	3	6	5,7	2,1	2,9
Max_L4	7,5	9	1,8	4,3	12,6	7,6	3,4	4,3
Max_Elb_nah	12	7,3	8,7	15,4	22	20,6	3,9	6,9
Max_Elb_fern	10,3	18,7	6,9	8,2	27,3	17,8	14,4	7,8
Max_Hand_nah	21	21,9	7,9	12,2	30,5	20	10,2	10,3
Max_Hand_fern	27,4	43,1	6,2	17,1	44,8	14,5	6,7	11,4
Min_Had_nah	-37,4	-42,3	7,9	13,1	-62,3	-40,2	7,5	15,7
Min_Had_fern	-38,4	-43,3	7,5	11,6	-69,2	-39,9	9,3	16,2
Min_Had_front	-34,9	-40,8	12,7	13,1	-68,7	-39,8	12,6	25,5
Min_Had_rear	-58,6	-56,2	8,5	9,2	-71,9	-42,3	6,2	12,8

Tabelle 95 Deskriptive Statistik – Vergleich CURS / KG – weibliche und männliche Probanden – Rampe 6 – Translation sagittal und transversal

Deskriptive Statistik - Vergleich CURS / gesunde Kontrolle - Rampe 6 Translation longitudinal								
	weibliche Probanden				männliche Probanden			
	Mittelwert		Std.		Mittelwert		Std.	
	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund
Min_Knee_nah	-0,5	-1,1	0,5	1,1	-1,6	-0,2	0,3	0,4
Max_Knee_fern	3,6	4,2	2,8	3,5	2	3,2	1,4	2,9
Min_Tro_nah	-7,6	-7,4	3,7	4,7	-6,5	-2,4	4,7	4
Max_Tro_fern	9,4	11,5	3,4	6,7	6,4	4	4	5,1
Min_Sips_nah	-5,1	-3,9	1,9	2,3	-4,9	-3,2	1,8	1,8
Min_Sips_fern	-2,9	-2,1	1,9	1	-3,3	-2,3	1,2	1,2
Max_Sias_nah	2,1	4,2	1,6	2,3	1,9	3,2	4,6	2,3
Min_Sias_fern	-1,4	-1,9	1,8	1,3	-0,3	-0,4	0,8	0,5
Min_Shoulder_nah	-43,7	-38,6	5,3	6,5	-32,5	-34,7	6,7	7,2
Min_Shoulder_fern	-3,5	-2,7	3,9	2,3	-1,9	-4,4	2,8	4
Min_C7	-6,3	-7,1	1,1	2,9	-4,8	-2,6	1,8	2,2
Min_L2	-3,3	-2,6	1,4	1,3	-2,2	-2,4	1,6	1
Min_L4	-3	-2,3	1,6	1,5	-2,6	-2,4	1,1	1,2
Min_Elb_nah	-47,1	-42	7,6	7,3	-32,9	-35,4	7,7	6,2
Max_Elb_fern	29,7	35,7	6,6	9,7	53,7	35,3	19,2	10,9
Min_Hand_nah	-44	-47,3	6,6	11,4	-39,9	-39,9	6,3	6,7
Max_Hand_fern	37,1	40,5	8,4	10,2	59,1	33,7	14,8	9
Min_Had_nah	-3,2	-4	3,9	5,6	-14,8	-6,3	3,7	5,3
Min_Had_fern	-21,4	-21,8	4,8	6	-8	-7,1	5,2	7,2
Min_Had_front	-6,9	-9	5,2	8,7	-9,7	-8,4	4	5,6
Min_Had_rear	-10,5	-10,1	4,1	3,6	-6,4	-8	4,3	1,6
Rotation								
	weibliche Probanden				männliche Probanden			
	Mittelwert		Std.		Mittelwert		Std.	
	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund	CURS	Gesund
Min_Beckenwinkel_KTA	-2,7	-3,3	0,8	0,6	-3,5	-0,9	2,1	0,9
Min_Beckenwinkel_KBA	-1,4	-1,2	0,9	1	-1,1	-1,1	1,1	0,9
Max_Beckenwinkel_KLA	0,9	1,3	0,9	1,1	1,4	1,3	0,8	0,7
Min_Schulterwinkel_KTA	-11,2	-10,8	1,4	1,8	-8,5	-6,8	1,2	1,4
Min_Schulterwinkel_KLA	-1,1	-1,2	0,9	0,6	-0,5	-1	0,7	0,6
Min_gamma_nah	-1,1	-1	0,3	0,4	-1,7	-0,8	0,2	0,3
Min_gamma_fern	-0,9	-0,8	0,2	0,2	-1,3	-0,7	0,1	0,2
Max_Elb_Winkel_nah	5,2	5	2,5	6,4	7,2	8,6	1,8	2,7
Min_Elb_Winkel_fern	-4,6	-5	2,5	2,5	-4,9	-2,8	2	1,2
Min_Knee_Winkel_nah	-1,9	-1,7	1,3	0,7	-2,2	-1,4	0,4	0,4
Min_Knee_Winkel_fern	-0,5	-0,9	0,4	0,9	-0,8	-0,1	0,8	0,4
Min_FuGe_Winkel_nah	-4,8	-6,1	2	2,9	-4,8	-3,9	2	2,3
Min_FuGe_Winkel_fern	-5,1	-6,4	3,3	5,2	-3,7	-1,4	2,6	2
Min_Rumpfwinkel_KLA	-1,2	-1,7	0,6	1,1	-1,5	-1,8	1,2	0,9
Min_Rumpfwinkel_KTA	-9,9	-9,7	1,5	1,9	-6,7	-6,6	0,9	2

Tabelle 96 Deskriptive Statistik – Vergleich CURS / KG – weibliche und männliche Probanden –
Rampe 6 – Translation longitudinal und Rotation

Gleichheitstest der Gruppenmittelwerte					
	Wilks-Lambda	F	df1	df2	Signifikanz
Min_Knee_nah_X	0,979	0,478	1	22	0,497
Min_Tro_nah_X	0,964	0,822	1	22	0,374
Min_Sips_nah_X	0,991	0,195	1	22	0,663
Min_Hand_fern_X	0,872	3,239	1	22	0,086

Tabelle 97 Diskriminanzfunktion X - Gleichheitstest der Gruppenmittelwerte

Eigenwerte				
Funktion	Eigenwert	% der Varianz	Kumulierte %	Kanonische Korrelation
1	0,849	100,0	100,0	0,678

Tabelle 98 Diskriminanzfunktion X - Eigenwerte

Wilks' Lambda				
Test der Funktion(en)	Wilks-Lambda	Chi-Quadrat	df	Signifikanz
1	0,541	12,291	4	0,015

Tabelle 99 Diskriminanzfunktion X - Wilks-Lambda

Standardisierte kanonische Diskriminanzfunktionskoeffizienten	
	Funktion
	1
Min_Knee_nah_X	0,722
Min_Tro_nah_X	-2,281
Min_Sips_nah_X	2,187
Min_Hand_fern_X	-0,438

Tabelle 100 Diskriminanzfunktion X – Standardisierte kanonische Diskriminanzfunktionskoeffizienten

Funktionen bei den Gruppen-Zentroiden	
	Funktion
Gruppe	1
Kontrolle	-0,882
Schmerz	0,882

Tabelle 101 Diskriminanzfunktion X - Gruppen-Zentroide

Klassifizierungsfunktionskoeffizienten		
	Gruppe	
	Kontrolle	Schmerz
Min_Knee_nah_X	-0,194	-0,082
Min_Tro_nah_X	0,431	0,114
Min_Sips_nah_X	-0,898	-0,374
Min_Hand_fern_X	-0,227	-0,370
(Konstant)	-6,177	-4,791

Tabelle 102 Diskriminanzfunktion X - Lineare Diskriminanzfunktionskoeffizienten nach Fisher

Klassifizierungsergebnisse(a)					
Gruppe			Vorhergesagte Gruppenzugehörigkeit		Gesamt
			Kontrolle	Schmerz	
Original	Anzahl	Kontrolle	10	2	12
		Schmerz	2	10	12
%		Kontrolle	83,3	16,7	100,0
		Schmerz	16,7	83,3	100,0

a. 83,3% der ursprünglich gruppierten Fälle wurden korrekt klassifiziert.

Tabelle 103 Diskriminanzfunktion X - Klassifizierungsergebnisse

Gleichheitstest der Gruppenmittelwerte					
	Wilks-Lambda	F	df1	df2	Signifikanz
Max_Knee_fern_Y	0,992	0,176	1	22	0,679
Max_Tro_nah_Y	0,998	0,043	1	22	0,837
Max_Tro_fern_Y	1,000	0,000	1	22	0,983
Min_Shoulder_fern_Y	0,954	1,056	1	22	0,315
Min_C7_Y	0,990	0,232	1	22	0,635
Max_Elb_fern_Y	0,883	2,928	1	22	0,101
Max_Hand_fern_Y	0,791	5,821	1	22	0,025

Tabelle 104 Diskriminanzfunktion Y - Gleichheitstest der Gruppenmittelwerte

Eigenwerte				
Funktion	Eigenwert	% der Varianz	Kumulierte %	Kanonische Korrelation
1	1,988	100,0	100,0	0,816

Tabelle 105 Diskriminanzfunktion Y – Eigenwerte

Wilks' Lambda				
Test der Funktion(en)	Wilks-Lambda	Chi-Quadrat	df	Signifikanz
1	0,335	20,253	7	0,005

Tabelle 106 Diskriminanzfunktion Y - Wilks-Lambda

Standardisierte kanonische Diskriminanzfunktionskoeffizienten	
	Funktion
	1
Max_Knee_fern_Y	1,600
Max_Tro_nah_Y	-5,353
Max_Tro_fern_Y	3,700
Min_Shoulder_fern_Y	-2,726
Min_C7_Y	2,865
Max_Elb_fern_Y	-1,697
Max_Hand_fern_Y	3,205

Tabelle 107 Diskriminanzfunktion Y - Standardisierte kanonische Diskriminanzfunktionskoeffizienten

Funktionen bei den Gruppen-Zentroiden	
	Funktion
Gruppe	1
Kontrolle	1,350
Schmerz	-1,350

Tabelle 108 Diskriminanzfunktion Y - Gruppen-Zentroide

Klassifizierungsfunktionskoeffizienten		
	Gruppe	
	Kontrolle	Schmerz
Max_Knee_fern_Y	0,491	-0,283
Max_Tro_nah_Y	-1,917	0,352
Max_Tro_fern_Y	1,362	-0,105
Min_Shoulder_fern_Y	-0,163	0,234
Min_C7_Y	-0,046	-0,446
Max_Elb_fern_Y	-0,172	0,290
Max_Hand_fern_Y	0,338	-0,060
(Konstant)	-15,649	-11,324

Tabelle 109 Diskriminanzfunktion Y - Lineare Diskriminanzfunktionskoeffizienten

Klassifizierungsergebnisse(a)					
Gruppe			Vorhergesagte Gruppenzugehörigkeit		Gesamt
			Kontrolle	Schmerz	
Original	Anzahl	Kontrolle	11	1	12
		Schmerz	0	12	12
	%	Kontrolle	91,7	8,3	100,0
		Schmerz	0,0	100,0	100,0

a. 95,8% der ursprünglich gruppierten Fälle wurden korrekt klassifiziert.

Tabelle 110 Diskriminanzfunktion Y - Klassifizierungsergebnisse

Gleichheitstest der Gruppenmittelwerte					
	Wilks-Lambda	F	df1	df2	Signifikanz
Min_Elb_nah_Z	0,978	0,486	1	22	0,493
Min_Hand_nah_Z	0,995	0,105	1	22	0,749

Tabelle 111 Diskriminanzfunktion Z - Gleichheitstest der Gruppenmittelwerte

Eigenwerte				
Funktion	Eigenwert	% der Varianz	Kumulierte %	Kanonische Korrelation
1	0,225	100,0	100,0	0,429

Tabelle 112 Diskriminanzfunktion Z - Eigenwerte

Wilks' Lambda				
Test der Funktion(en)	Wilks-Lambda	Chi-Quadrat	df	Signifikanz
1	0,816	4,260	2	0,119

Tabelle 113 Diskriminanzfunktion Z - Wilks-Lambda

Standardisierte kanonische Diskriminanzfunktionskoeffizienten	
	Funktion
	1
Min_Elb_nah_Z	2,207
Min_Hand_nah_Z	-2,118

Tabelle 114 Diskriminanzfunktion Z - Standardisierte kanonische Diskriminanzfunktionskoeffizienten

Funktionen bei den Gruppen-Zentroiden	
	Funktion
Gruppe	1
Kontrolle	0,454
Schmerz	-0,454

Tabelle 115 Diskriminanzfunktion Z - Gruppen-Zentroide

Klassifizierungsfunktionskoeffizienten		
	Gruppe	
	Kontrolle	Schmerz
Min_Elb_nah_Z	-0,394	-0,574
Min_Hand_nah_Z	-0,023	0,108
(Konstant)	-11,681	-13,295

Tabelle 116 Diskriminanzfunktion Z - Lineare Diskriminanzfunktionskoeffizienten nach Fisher

Klassifizierungsergebnisse(a)					
Gruppe			Vorhergesagte Gruppenzugehörigkeit		Gesamt
			Kontrolle	Schmerz	
Original	Anzahl	Kontrolle	8	4	12
		Schmerz	4	8	12
	%	Kontrolle	66,7	33,3	100,0
		Schmerz	33,3	66,7	100,0

a. 66,7% der ursprünglich gruppierten Fälle wurden korrekt klassifiziert.

Tabelle 117 Diskriminanzfunktion Z - Klassifizierungsergebnisse

Gleichheitstest der Gruppenmittelwerte					
	Wilks-Lambda	F	df1	df2	Signifikanz
Min_Knee_nah_X	0,979	0,478	1	22	0,497
Min_Tro_nah_X	0,964	0,822	1	22	0,374
Min_Sips_nah_X	0,991	0,195	1	22	0,663
Min_Hand_fern_X	0,872	3,239	1	22	0,086
Max_Knee_fern_Y	0,992	0,176	1	22	0,679
Max_Tro_nah_Y	0,998	0,043	1	22	0,837
Max_Tro_fern_Y	1,000	0,000	1	22	0,983
Min_Shoulder_fern_Y	0,954	1,056	1	22	0,315
Min_C7_Y	0,990	0,232	1	22	0,635
Max_Elb_fern_Y	0,883	2,928	1	22	0,101
Max_Hand_fern_Y	0,791	5,821	1	22	0,025

Tabelle 118 Diskriminanzfunktion XYZ - Gleichheitstest der Gruppenmittelwerte

Eigenwerte				
Funktion	Eigenwert	% der Varianz	Kumulierte %	Kanonische Korrelation
1	2,837	100,0	100,0	0,860

Tabelle 119 Diskriminanzfunktion XYZ - Eigenwerte

Wilks' Lambda				
Test der Funktion(en)	Wilks-Lambda	Chi-Quadrat	df	Signifikanz
1	0,261	22,187	11	0,023

Tabelle 120 Diskriminanzfunktion XYZ - Wilks-Lambda

Standardisierte kanonische Diskriminanzfunktionskoeffizienten	
	Funktion
	1
Min_Knee_nah_X	-0,418
Min_Tro_nah_X	1,022
Min_Sips_nah_X	-1,040
Min_Hand_fern_X	0,506
Max_Knee_fern_Y	1,007
Max_Tro_nah_Y	-4,339
Max_Tro_fern_Y	3,164
Min_Shoulder_fern_Y	-2,637
Min_C7_Y	2,348
Max_Elb_fern_Y	-1,063
Max_Hand_fern_Y	2,131

Tabelle 121 Diskriminanzfunktion XYZ - Standardisierte kanonische Diskriminanzfunktionskoeffizienten

Funktionen bei den Gruppen-Zentroiden	
	Funktion
Gruppe	1
Kontrolle	1,613
Schmerz	-1,613

Tabelle 122 Diskriminanzfunktion XYZ - Gruppen-Zentroide

Klassifizierungsfunktionskoeffizienten		
	Gruppe	
	Kontrolle	Schmerz
Min_Knee_nah_X	-0,631	-0,512
Min_Tro_nah_X	0,880	0,620
Min_Sips_nah_X	-1,321	-0,866
Min_Hand_fern_X	-0,180	-0,482
Max_Knee_fern_Y	-1,024	-1,606
Max_Tro_nah_Y	0,051	2,248
Max_Tro_fern_Y	-0,077	-1,574
Min_Shoulder_fern_Y	-0,073	0,386
Min_C7_Y	-0,470	-0,862
Max_Elb_fern_Y	0,083	0,429
Max_Hand_fern_Y	0,021	-0,295
(Konstant)	-25,540	-19,192

Tabelle 123 Diskriminanzfunktion XYZ - Lineare Diskriminanzfunktionskoeffizienten nach Fisher

Klassifizierungsergebnisse(a)					
Gruppe			Vorhergesagte Gruppenzugehörigkeit		Gesamt
			Kontrolle	Schmerz	
Original	Anzahl	Kontrolle	11	1	12
		Schmerz	0	12	12
%		Kontrolle	91,7	8,3	100,0
		Schmerz	0,0	100,0	100,0

a. 95,8% der ursprünglich gruppierten Fälle wurden korrekt klassifiziert.

Tabelle 124 Diskriminanzfunktion XYZ - Klassifizierungsergebnisse

Gleichheitstest der Gruppenmittelwerte					
	Wilks-Lambda	F	df1	df2	Signifikanz
Min_Beckenwinkel_KTA	0,945	1,044	1	18	0,320
Min_Beckenwinkel_KBA	0,993	0,119	1	18	0,734
Max_Beckenwinkel_KLA	1,000	0,004	1	18	0,950
Min_Schulterwinkel_KLA	1,000	0,002	1	18	0,967
Max_Elb_Winkel_nah	0,994	0,112	1	18	0,742
Min_Rumpfwinkel_KLA	0,947	1,012	1	18	0,328
Min_FuGe_Winkel_fern	0,960	0,746	1	18	0,399

Tabelle 125 Diskriminanzfunktion Rotation – Gleichheitstest der Gruppenmittelwerte

Eigenwerte				
Funktion	Eigenwert	% der Varianz	Kumulierte %	Kanonische Korrelation
1	1,923	100,0	100,0	0,811

Tabelle 126 Diskriminanzfunktion Rotation - Eigenwerte

Wilks' Lambda				
Test der Funktion(en)	Wilks-Lambda	Chi-Quadrat	df	Signifikanz
1	0,342	15,551	7	0,030

Tabelle 127 Diskriminanzfunktion Rotation – Wilks-Lambda

Standardisierte kanonische Diskriminanzfunktionskoeffizienten	
	Funktion
	1
Min_Beckenwinkel_KTA	0,870
Min_Beckenwinkel_KBA	-1,043
Max_Beckenwinkel_KLA	2,394
Min_Schulterwinkel_KLA	-1,000
Max_Elb_Winkel_nah	-1,805
Min_Rumpfwinkel_KLA	2,609
Min_FuGe_Winkel_fern	1,402

Tabelle 128 Diskriminanzfunktion Rotation - Standardisierte kanonische Diskriminanzfunktionskoeffizienten

Funktionen bei den Gruppen-Zentroiden	
	Funktion
Gruppe	1
Kontrolle	-1,611
Schmerz	1,074

Tabelle 129 Diskriminanzfunktion Rotation – Gruppen-Zentroide

Klassifizierungsfunktionskoeffizienten		
	Gruppe	
	Kontrolle	Schmerz
Min_Beckenwinkel_KTA	-6,376	-4,697
Min_Beckenwinkel_KBA	4,709	2,296
Max_Beckenwinkel_KLA	-6,578	-1,475
Min_Schulterwinkel_KLA	-1,405	-4,627
Max_Elb_Winkel_nah	2,056	1,117
Min_Rumpfwinkel_KLA	-7,080	-2,803
Min_FuGe_Winkel_fern	-3,022	-2,089
(Konstant)	-36,360	-22,996

Tabelle 130 Diskriminanzfunktion Rotation - Lineare Diskriminanzfunktionskoeffizienten nach Fisher

Klassifizierungsergebnisse(a)				
Gruppe		Vorhergesagte Gruppenzugehörigkeit		Gesamt
		Kontrolle	Schmerz	
Original	Anzahl	Kontrolle 7	Schmerz 1	8
		Schmerz 1	Kontrolle 11	12
%	Kontrolle	87,5	12,5	100,0
	Schmerz	8,3	91,7	100,0

a. 90,0% der ursprünglich gruppierten Fälle wurden korrekt klassifiziert.

Tabelle 131 Diskriminanzfunktion Rotation - Klassifizierungsergebnisse

Anwendung der Diskriminanzfunktion XYZ				
Ergebnisse Fisher-Klassifizierungsfunktion				
Proband	Kontrolle	Schmerz	Zielgruppe	Ist-Gruppe
'P06'	-11,26	6,26	Schmerz	Kontrolle
'P08'	32,25	46,91	Schmerz	Kontrolle
'P13'	17,31	22,81	Schmerz	Kontrolle
'P14'	-16,20	-37,22	Kontrolle	Kontrolle
'P16'	15,42	22,53	Schmerz	Kontrolle
'P17'	-3,13	7,08	Schmerz	Kontrolle
'P21'	-27,24	-43,26	Kontrolle	Kontrolle
'P24'	21,32	22,99	Schmerz	Kontrolle
'P27'	57,69	55,03	Kontrolle	Kontrolle
'P29'	-20,66	-35,41	Kontrolle	Kontrolle
'P32'	24,82	40,87	Schmerz	Kontrolle
'P34'	0,49	11,39	Schmerz	Kontrolle
'P35'	14,76	23,35	Schmerz	Kontrolle
'P36'	25,46	36,54	Schmerz	Kontrolle
'P40'	22,82	20,99	Kontrolle	Kontrolle
'P42'	21,32	15,61	Kontrolle	Kontrolle
'P43'	28,89	21,40	Kontrolle	Kontrolle
'S07'	10,13	27,04	Schmerz	Schmerz
'S09'	15,30	34,43	Schmerz	Schmerz
'S13'	-8,26	-6,33	Schmerz	Schmerz
'S18'	6,90	36,31	Schmerz	Schmerz
'S19'	11,99	41,42	Schmerz	Schmerz
'S20'	-4,00	6,73	Schmerz	Schmerz
'S23'	1,77	-7,44	Kontrolle	Schmerz
'S24'	-24,19	-24,07	Schmerz	Schmerz
'S25'	5,31	16,65	Schmerz	Schmerz
'S26'	-24,33	-135,12	Kontrolle	Schmerz
'S27'	-3,33	-6,21	Kontrolle	Schmerz
'S28'	-1,96	8,68	Schmerz	Schmerz
'S29'	21,16	41,52	Schmerz	Schmerz
'S31'	14,99	36,71	Schmerz	Schmerz
'S33'	30,51	37,94	Schmerz	Schmerz
'S35'	16,80	20,26	Schmerz	Schmerz
'S47'	12,27	18,04	Schmerz	Schmerz
'S48'	10,02	29,38	Schmerz	Schmerz
Prozent richtig klassifiziert:				63 %

Tabelle 132 Anwendung der Diskriminanzfunktion XYZ

Anwendung der Diskriminanzfunktion Rotation				
Ergebnisse Fisher-Klassifizierungsfunktion				
Proband	Kontrolle	Schmerz	Zielgruppe	Ist-Gruppe
'P06'	2,59	3,76	Schmerz	Kontrolle
'P08'	23,65	28,16	Schmerz	Kontrolle
'P13'	3,88	18,61	Schmerz	Kontrolle
'P14'	-6,15	1,15	Schmerz	Kontrolle
'P16'	10,91	17,90	Schmerz	Kontrolle
'P17'	7,13	10,61	Schmerz	Kontrolle
'P21'	20,60	21,22	Schmerz	Kontrolle
'P24'	25,62	26,59	Schmerz	Kontrolle
'P27'	23,45	25,06	Schmerz	Kontrolle
'P29'	80,95	64,71	Kontrolle	Kontrolle
'P32'	20,39	28,80	Schmerz	Kontrolle
'P34'	29,12	28,09	Kontrolle	Kontrolle
'P35'	3,96	14,90	Schmerz	Kontrolle
'P36'	-9,19	-5,23	Schmerz	Kontrolle
'P40'	13,23	16,51	Schmerz	Kontrolle
'P42'	2,08	11,20	Schmerz	Kontrolle
'P43'	54,47	46,37	Kontrolle	Kontrolle
'S07'	-0,30	6,10	Schmerz	Schmerz
'S09'	20,25	20,23	Kontrolle	Schmerz
'S13'	21,84	30,69	Schmerz	Schmerz
'S18'	12,30	16,66	Schmerz	Schmerz
'S19'	-3,70	7,54	Schmerz	Schmerz
'S20'	8,93	9,66	Schmerz	Schmerz
'S23'	26,40	24,20	Kontrolle	Schmerz
'S24'	9,56	12,37	Schmerz	Schmerz
'S25'	-7,26	2,29	Schmerz	Schmerz
'S26'	14,30	15,54	Schmerz	Schmerz
'S27'	3,43	8,55	Schmerz	Schmerz
'S28'	-19,65	-3,36	Schmerz	Schmerz
'S29'	3,41	10,08	Schmerz	Schmerz
'S31'	23,33	26,61	Schmerz	Schmerz
'S33'	13,35	23,05	Schmerz	Schmerz
'S35'	25,46	25,57	Schmerz	Schmerz
'S47'	14,96	12,98	Kontrolle	Schmerz
'S48'	6,36	8,16	Schmerz	Schmerz
Prozent richtig klassifiziert:				51 %

Tabelle 133 Anwendung der Diskriminanzfunktion Rotation

7.2 Probandeninformation und Einverständniserklärung

Probandeninformation

Lieber Untersuchungsteilnehmer, liebe Untersuchungsteilnehmerin,

Wirbelsäulenerkrankungen bedingen durch Arbeitsausfall und Therapie jährlich erhebliche Kosten. Allein in Deutschland betragen die Ausgaben Beträge in zweistelliger Millionenhöhe. Zahlreiche Studien widmen sich deshalb weltweit der Problematik des unteren Rückenschmerzes. Die Bemühungen der Wissenschaft zielen einerseits auf die Erkennung der Ursachen des Rückenschmerzes ab, andererseits werden Vorbeugungs- und Behandlungsmöglichkeiten gesucht.

Wir möchten Sie zur Teilnahme an einer Studie einladen, die beide Ziele verbindet. Hierzu werden Kenndaten der körperlichen Beschaffenheit, Bewegungsmuster, muskulären Aktivierung sowie der Verarbeitung der Schmerzreize im Gehirn erhoben.

Bei den eingesetzten Messverfahren handelt es sich um:

1. eine Darstellung der Muskulatur und der knöchernen Strukturen des Rückens mit Hilfe der Kernspintomographie (MRT)
2. die Aufzeichnung Ihrer Bewegungen mit Hilfe von Infrarotkameras
3. eine Messung der elektrischen Aktivität verschiedener Muskeln an der Körperoberfläche (ähnlich der Messung eines EKG).

Es werden keine Eingriffe vorgenommen. Bei der Kernspintomographie entsteht keine Strahlenbelastung, der Körper wird in einem Magnetfeld untersucht. Für die weiteren Untersuchungen werden Ihnen Messsensoren und Markierungen mit Klebpunkten auf der Haut befestigt. Deswegen bitten wir Sie, während dieser Untersuchung eine kurze enganliegende Sporthose o.ä. (Frauen zusätzlich Oberteil, besser Bikini) zu tragen.

Es werden insgesamt 4 verschiedene Bewegungsuntersuchungen durchgeführt:

1. Gehen auf einem Laufband
2. Koordinationstest der Rumpfmuskeln (Propriomed®)
3. Reaktionstest der Rumpfmuskeln (Seilzuggerät)
4. Bestimmung der Kraft-Amplituden Beziehung der Rumpfmuskeln (Centaur®)

Diese Messungen erfolgen innerhalb eines halben Tages.

Um jegliches körperliches Risiko für Sie durch die Belastungen und die Messungen so weit wie möglich auszuschließen, werden Sie vor und während der Teilnahme am Versuch ausgiebig ärztlich befragt, untersucht und gesundheitlich überwacht.

Versicherungsschutz:

Während Ihrer Teilnahme an der Studie sind Sie durch den zuständigen Unfallversicherungsträger versichert.

Gegenleistung:

Für Ihre Teilnahme an dieser Studie erhalten Sie:

- eine umfassende Funktionsdiagnostik mit Befund
- ein MRT der Lendenwirbelsäule mit Befund
- eine Aufwandsentschädigung von 50€ bei Teilnahme an den Bewegungsuntersuchungen

Datenschutz:

Begleitend zu den Messungen werden mittels Fragebögen Daten erfasst, die Auskunft über Ihr Alltagsverhalten geben. Die Erfassung erfolgt mit Hilfe bewährter Fragebögen, deren Inhalte entsprechend allen Anforderungen zur Durchführung von Studien anonym und datensicher behandelt werden. Die Untersuchungsdaten werden anonymisiert erfasst und ausgewertet. Sie sind nur im Ausnahmefall (Aufdecken schwerwiegender Befunde in der Nachauswertung) ausschließlich durch den Studienleiter Ihrer Person zuzuordnen.

Sie können zu jedem Zeitpunkt die Teilnahme an einzelnen Studienabschnitten ablehnen oder die Untersuchungen abbrechen. Verpflichtungen entstehen für Sie durch die Teilnahme an der Studie nicht.

Die Studie wurde durch die Ethikkommission der Friedrich-Schiller Universität befürwortet (Nummer: 0558-11/00 und 1861-09/06).

Wir danken Ihnen für Ihre Bereitschaft zur Teilnahme an der geplanten Untersuchung.

PD Dr. med. C. Anders
Studienleiter

Dr. phil. C. Puta
Stellvertretender
Studienleiter

Dipl. Sportwiss. M. Koch
Studienassistent

Infos

Dipl. Sportwissens. Markus Koch
Friedrich-Schiller-Universität Jena
Institut für Sportwissenschaft
Seidelstraße 20
07749 Jena
Tel.: (03641) 945714
Email: Markus.Koch@uni-jena.de

Studienleiter
PD Dr. med. habil. Christoph Anders
Universitätsklinikum Jena
Klinik für Unfall- Hand und Wiederherstellungschirurgie
FB Motorik, Pathophysiologie und Biomechanik
07740 Jena

Besucheradresse:
Erfurter Straße 35
07743 Jena
Tel. 03641 937313
Fax 03641 937377

Einwilligungserklärung

Hiermit erkläre ich, der/die Unterzeichnende mich bereit, an der Studie

" Biomechanische Funktionsuntersuchungen des Bewegungsapparates"

teilzunehmen.

Ich habe die Probandeninformation gelesen und verstanden.

Ich kann ohne Angabe von Gründen zu jedem Zeitpunkt die Teilnahme an einzelnen Studienabschnitten ablehnen oder die Untersuchungen ganz abbrechen. Bei Teilnahmeabbruch entstehen keinerlei Nachteile für etwaige weitere Behandlungen.

Verpflichtungen entstehen für mich durch die Teilnahme an der Studie nicht.

Die Studie wurde durch die Ethikkommission der Friedrich-Schiller Universität befürwortet.

Ich erkläre, dass ich mit der im Rahmen der klinischen Prüfung erfolgenden Aufzeichnung von Krankheitsdaten/Studiendaten und ihrer anonymisierten Weitergabe einverstanden bin.

Ort:

Datum:

Unterschrift:

Dr. Anders

Aufklärender Arzt

7.3 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Fakultät bekannt ist und dass ich die Dissertation selbst angefertigt habe. Alle von mir benutzen Quellen, persönlichen Mitteilungen und Hilfsmittel habe ich in meiner Arbeit angegeben. Des Weiteren erkläre ich, dass mich keine Personen bei der Auswahl des Materials und der Auswertung der Daten unterstützt haben.

Ich erkläre, dass ich keine Hilfe eines Promotionsberaters in Anspruch genommen habe und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Die Dissertation wurde noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht. Zudem wurde keine gleiche, keine in wesentlichen Teilen ähnliche und auch keine andere Abhandlung bei einer anderen Hochschule bzw. anderen Fakultät als Dissertation eingereicht.

Ich versichere, nach bestem Wissen die reine Wahrheit gesagt und nichts verschwiegen zu haben.

Markus Koch

Steinheid, den 01.04.2012